

Antonio Carlos Moreira

**AVALIAÇÃO DA EXPOSIÇÃO À RADIAÇÃO DO MÉDICO
CARDIOLOGISTA EM PROCEDIMENTOS INTERVENCIONISTAS**

Dissertação apresentada à Universidade
Federal de São Paulo – Escola Paulista de
Medicina, para obtenção do título de Mestre
em Ciências.

São Paulo
2019

Moreira, Antonio Carlos

Avaliação da exposição à radiação do médico cardiologista em procedimentos intervencionistas.

Antonio Carlos Moreira. São Paulo, 2019.

xiv, 62f.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de São Paulo. Escola Paulista de Medicina. Programa de Pós-graduação em Cardiologia.

Título em inglês: Evaluation of cardiologist radiation exposure in interventional procedures

1. Proteção Radiológica
2. Exposição à Radiação
3. Cristalino
4. Radiologia Intervencionista.

Antonio Carlos Moreira

**AVALIAÇÃO DA EXPOSIÇÃO À RADIAÇÃO DO MÉDICO
CARDIOLOGISTA EM PROCEDIMENTOS INTERVENCIONISTAS**

Dissertação apresentada à Universidade
Federal de São Paulo – Escola Paulista de
Medicina, para obtenção do título de Mestre
em Ciências.

Orientador: Prof^a. Dra. Regina Bitelli
Medeiros

Coorientador: Dr. Adriano Henrique Pereira
Barbosa

São Paulo
2019

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO PAULO
ESCOLA PAULISTA DE MEDICINA**

**DEPARTAMENTO DE MEDICINA
DISCIPLINA DE CARDIOLOGIA**

Chefe do Departamento de Medicina:

Prof. Dr. Álvaro Pacheco e Silva Filho

Chefe da Disciplina de Cardiologia:

Prof. Dr. Valdir Ambrósio Moisés

Coordenador da Pós-graduação:

Prof. Dr. Francisco Antonio Helfenstein

ANTONIO CARLOS MOREIRA

**AVALIAÇÃO DA EXPOSIÇÃO À RADIAÇÃO DO MÉDICO
CARDIOLOGISTA EM PROCEDIMENTOS INTERVENCIONISTAS**

BANCA EXAMINADORA:

TITULARES

Linda Viola Ehlin Caldas

Cristiano de Oliveira Cardoso

Marcelo Baptista De Freitas

SUPLENTE

Marcelo José de Carvalho Cantarelli

Aprovada em: 28 /11 /2019

DEDICATÓRIA

Dedico a minha esposa companheira e incentivadora Cristiane Hernandez Moreira, a minha filha Bianca, que aceitaram minha ausência em diversos momentos familiares. Entrego minha gratidão por sua compreensão, carinho, presença e incansável apoio ao longo do período de elaboração deste trabalho.

AGRADECIMENTOS

Este trabalho é resultado de um esforço coletivo. Em primeiro lugar agradeço a Deus, pelas bênçãos recebidas, proteção e por me fazer sonhar.

Muitos contribuíram para que esse projeto se concretizasse e não posso deixar de agradecer a meus pais por me incentivarem a estudar e crescer profissionalmente e a todos os meus familiares que me apoiaram e confiaram em meu empenho.

Ao meu pai Antonio Moreira (*in memoriam*), que não pode estar presente neste momento tão incrível da minha vida. Saudades eternas!

À minha esposa Cristiane, pela compreensão, pelas palavras de incentivo, carinho e otimismo e por dedicar-se incansavelmente à nossa filha Bianca, para que eu pudesse concluir esse trabalho. Obrigada por estar ao meu lado!

Meu agradecimento e minha homenagem especial e carinhosa a Dra Regina Bitelli Medeiros, minha professora e orientadora no mestrado. Agradeço o carinho, a cumplicidade e a responsabilidade direta na construção desta dissertação. Esteve presente em todos os momentos. Obrigada por tudo!

Meu agradecimento e minha homenagem especial e carinhosa ao Dr. Adriano Henrique Pereira Barbosa, meu professor e amigo, coorientador no mestrado, agradeço o carinho, incentivo, cumplicidade e a responsabilidade direta na construção desta dissertação. Obrigado por tudo!

Aos Profs. Dr. Valter Correia Lima e Dr. Angelo Amato Vincenzo de Paola, por terem me incentivado a fazer mestrado.

Ao Prof. Dr. Antônio Carlos de Camargo Carvalho (*in memoriam*), por seu apoio e ter me incentivado a fazer mestrado.

Ao Prof. Dr. Valdir Ambrósio Moisés, chefe da disciplina de cardiologia, pela confiança para realização deste sonho tão especial.

Ao Prof. Dr. Francisco Antônio Helfenstein Fonseca, coordenador do Programa de Pós-Graduação em Cardiologia, pelo incentivo aos alunos.

Ao amigo Carlos Eduardo Braga filho, assistente da Pós-Graduação Stricto Senso em Cardiologia, pela orientação, paciência, incentivo e dedicação aos alunos.

Aos residentes e amigos do setor de hemodinâmica, com quem aprendo cada dia mais e a todos os preceptores do setor de hemodinâmica, pela paciência e dedicação em ensinar.

As enfermeiras e técnicos de enfermagem do Setor de Hemodinâmica que muito colaboraram para a coleta de dados durante os exames e em especial a colega e amiga Patrícia Barbosa por me incentivar a alcançar caminhos cada vez mais distantes.

Ao amigo Álvaro Villas Boas pelo apoio, incentivo e colaboração técnica.

Agradeço especialmente a colega Amanda Juliene, que acompanhou essa trajetória e com generosidade mostrou-se uma amiga fiel nos momentos difíceis.

Ao engenheiro Luiz Guilherme Mucciolo da Konex Industria e Comercio e a Mirion Technologies que muito contribuíram ao fornecer os dosímetros Instadose™.

A Roseli Matilde de Arruda da Starmedic Comercio de Equipamentos Hospitalares Ltda pelo fornecimento dos óculos plumbíferos.

A física Dra. Helen Jamil Khoury, professora do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco, pela oportunidade e apoio no fornecimento dos dosímetros termoluminescentes.

Ao físico Dr. Silvio R Pires, professor do Departamento de Oncologia da EPM-UNIFESP pelo incentivo e colaboração na análise estatística dos dados.

Por fim, por viver e conviver com pessoas que de alguma forma contribuíram para construção desse trabalho.

“Existe uma cortesia do coração, que ao amor se irmana.

Dela flui a cortesia serena da conduta exterior.”

Goethe.

RESUMO

Objetivo: Estimar a dose equivalente recebida na região dos olhos e em diferentes regiões do corpo do cardiologista em procedimentos diagnósticos e terapêuticos, utilizando dosímetros tipo DIS – Mirion Technologies (Instadose™) e termoluminescentes (TLD100). **Métodos:** O estudo foi efetuado em uma sala de exames cardiovasculares na qual se encontra instalado o angiógrafo Innova-GE com faixas plumbíferas fixadas na mesa e sem blindagem suspensa fixada no teto. Foram fixados dosímetros, em conjunto, nas seguintes regiões do corpo do cardiologista: região próxima aos olhos (esquerdo e direito), tronco (sem proteção de avental plumbífero), extremidade (tornozelo esquerdo). Foi também fixado um conjunto no centro do *gantry* do equipamento para medida da radiação espalhada no ambiente. Os procedimentos foram realizados com óculos plumbíferos, porém as doses foram avaliadas sem esta proteção. Foram registradas as doses ocupacionais no cardiologista, durante a realização de 81 procedimentos, sendo 60% cateterismos (CATE) e 40% angioplastias (ATC). Os indicadores de dose dos pacientes apresentados nos monitores ao término do procedimento foram registrados, assim como seus dados antropométricos. O tempo de exposição médio foi de 10 min para CATE e 20 min para ATC. **Resultados:** Os valores de terceiro quartil e [mediana] para kerma acumulado e KAP para procedimentos de ATC foram: 3349; [2083] mGy e 204,9; [127,3] Gy.cm² e para CATE: 1687; [1039] mGy e 117,4; [77,5] Gy.cm². A análise estatística da comparação das doses entre os dosímetros TL e Instadose™ demonstrou que não houve diferenças significativas, desconsiderando as situações em que as doses eram próximas do limiar de sensibilidade do Instadose™, permitindo afirmar que o Instadose™ mostrou-se eficaz na avaliação das doses ocupacionais. Para a região do olho esquerdo os valores de terceiro quartil e [mediana] obtidos com TL para CATE foram 0,097; [0,069] mSv e com Instadose 0,120; [0,096] mSv. Nesta mesma região, os valores de terceiro quartil e [mediana] obtidos para ATC utilizando TL e Instadose foram respectivamente: 0,147; [0,116] mSv e 0,151; [0,123] mSv. Estes valores são superiores aos valores de terceiro quartil obtidos para a região do olho direito. Entre as regiões monitoradas simultaneamente com ambos dosímetros, os maiores valores de dose foram registrados na extremidade (tornozelo esquerdo) seguidos pelas regiões tórax, olho esquerdo e olho direito. As doses medidas na região do tórax, sobre o avental plumbífero, são cerca de 18% superiores às medidas na região do olho esquerdo, em procedimentos de ATC e CATE, considerando os dados de terceiro quartil. **Conclusões:** Um controle efetivo da dose no tórax pode contribuir para estimar a dose no cristalino (sem proteção ocular). Os resultados de nosso estudo demonstram que em procedimentos de CATE e ATC, sem qualquer proteção adicional para os olhos, os valores de terceiro quartil para esta região foram, respectivamente: 0,10 e 0,15 mSv/procedimento, o que limita o profissional a realizar 200 (CATE) ou 130 procedimentos (ATC) ao ano para que não acumule dose no cristalino superior ao limite de 20 mSv/ano. Para cargas de trabalho mais altas torna-se imprescindível utilizar dispositivos de proteção coletivos e individuais.

ABSTRACT

Objective: Estimate the equivalent dose received in the eye region and in different regions of the cardiologist body in diagnostic (CATE) and therapeutic procedures (ATC), using DIS-Mirion Technologies (Instadose™) and thermoluminescent (TLD100) dosimeters. **Methods:** The study was performed in a cardiovascular exams room in which the Innova-GE angiography is installed with table-mounted lead drapes and without ceiling suspended screen. Dosimeters were fixed, together, in the following cardiologist body regions: next to the eyes region (left and right), chest level (without lead apron protection), extremity (left ankle). A set was also fixed in the center of equipment gantry to measure the scattered radiation in the environment. The procedures were performed with lead glasses but the doses were evaluated without this protection. The occupational doses at the cardiologist were registered during 81 procedures, 60% catheterisms and 40% angioplasties. The patient dose parameters presented on the monitors at the end of the procedures were registered, as well as their anthropometric data. The average exposure time was 10 minutes for CATE and 20 minutes for ATC. **Results:** The 3rd quartile and [median] values for accumulated kerma and KAP during ATC procedures were: 3349 [2083] mGy and 204.9 [127.3] Gy.cm² and during CATE: 1687 [1039] mGy and 117.4 [77.5] Gy.cm². The statistics analysis of doses comparison between the TL and Instadose™ dosimeters, in the CATE and ATC procedures, showed that there were no significative differences disregarding the situations wherein the doses were around the Instadose™ sensitivity threshold. It permits consider the Instadose™ as effective as TLD in occupational monitoring. Considering TL on left eye region, 3rd quartile and [median] values for CATE procedures were 0.097; [0.069] mSv and 0.120; [0.096] mSv for Instadose™. In the ATC procedures 3rd quartile and [median] values for TL and Instadose™ were, respectively: 0.147; [0.116] mSv and 0.151; [0.123] mSv. These values are higher than 3rd quartile values obtained for the right eye region. Among the simultaneously monitored regions with both dosimeters, the highest dose values were recorded in the left ankle, followed by thorax, left eye region and right eye region. **Conclusions:** The doses measured in chest level (without the lead apron) are about 18% higher than the measurements in the left eye region at ATC and CATE procedures, considering the 3rd quartile data. The results allow to conclude that an effective dose control in thorax region can contribute to estimate the dose on crystalline (without lead glasses). The results of our study demonstrate that in CATE and ATC procedures, without any additional eye protection, the 3rd quartile values to this region were, respectively: 0.10 e 0.15 mSv/procedures. It means that the professional can perform 200 (CATE) or 130 procedures (ATC) per year in order to avoid doses in the crystalline higher than the 20 mSv/year. For higher workload it is essential to use collective and individual protection devices.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Localização da lente do olho (esquerda) e diferentes partes da lente do olho (direita).....	144
Figura 2: Níveis de exposição aos quais o operador é submetido, em função da orientação do arco ou gantry.	166
Figura 3: Anteparo de vidro plumbífero suspenso e saíote plumbífero fixado na mesa de exame.....	188
Figura 4: Instadose™ dosímetro.....	255
Figura 5: Tela da plataforma de leitura das doses registradas no dosímetro Instadose™	266
Figura 6: Registro de dados apresentados no monitor da sala de comando	288
Figura 7: Dosímetros Instadose posicionados nos lados direito (A) e esquerdo (B) da região próxima ao cristalino, na região do tórax (A - sem proteção do avental plumbífero) e na região do tornozelo esquerdo (C -extremidade).	30
Figura 8: Dosímetro Instadose™ posicionado na região central do gantry.....	3030
Figura 9: Imagem do equipamento radiológico com a proteção lateral da mesa.	311
Figura 10: Distribuição do índice de massa corpórea (IMC) dos pacientes submetidos aos procedimentos intervencionistas (CATE e ATC).....	333
Figura 11: Comparação dos resultados obtidos com os dosímetros TLD e Instadose, para os procedimentos ATC e CATE no olho direito.	35
Figura 12: Comparação dos resultados obtidos com os dosímetros TLD e Instadose, para os procedimentos ATC e CATE no olho esquerdo.	366
Figura 13: Comparação dos resultados obtidos com os dosímetros TLD e Instadose, para os procedimentos ATC e CATE no tórax.	36
Figura 14: Comparação dos resultados obtidos com os dosímetros TLD e Instadose, para os procedimentos de CATE e ATC na extremidade do lado esquerdo	377
Figura 15: Comparação dos resultados obtidos com os dosímetros TLD e Instadose, para os procedimentos ATC e CATE no centro arco.	37
Figura 16: Correlação de Pearson (R²) entre os valores de dose medidos utilizando dosímetro Instadose™ posicionado no tórax e no centro do arco do equipamento nos procedimentos de angioplastia (ATC) e cateterismo (CATE). ..	42

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Número de pacientes submetidos aos procedimentos de cateterismo (CATE) e angioplastia (ATC).....	322
Tabela 2 – Intervalos de idade e massa corpórea (IMC) dos pacientes submetidos aos procedimentos de cateterismo (CATE) e angioplastia (ATC).....	322
Tabela 3. Número e frequência de dados referentes as medidas efetuadas com dosímetro Instadose.	33
Tabela 4 - Número de medidas obtidas utilizando dosímetros Instadose e TLD de forma isolada e conjunta (Instadose + TLD).	344
Tabela 5 – Valores de tempo e kerma acumulado (mGy) nos procedimentos de angioplastia (ATC) e cateterismo (CATE).....	34
Tabela 6 - Valores do produto kerma área (KAP-cGy.cm ²) e do número de imagens gravadas relativas aos procedimentos de angioplastia (ATC) e cateterismo (CATE)	355
Tabela 7. Resultados estatísticos obtidos com o uso do dosímetro TLD nos procedimentos CATE e ATC nas diferentes regiões avaliadas.....	38
Tabela 8 - Resultados estatísticos obtidos com o uso do dosímetro Instadose nos procedimentos CATE e ATC nas diferentes regiões avaliadas.....	38
Tabela 9 – Resultados do teste <i>t</i> de Student na comparação das doses ocupacionais registradas nos dosímetros TLD e Instadose para os procedimentos de angioplastia (ATC) nas diversas regiões avaliadas, para um valor de alpha igual a 0,001 e probabilidade de até 99,9% destas doses serem iguais ou diferentes.	39
Tabela 10 - Resultados do teste <i>t</i> de Student na comparação das doses ocupacionais registradas nos dosímetros TLD e Instadose para os procedimentos de cateterismo (CATE) nas diversas regiões avaliadas, para um valor de alpha igual a 0,001 e probabilidade de até 99,9% destas doses serem iguais ou diferentes.	39
Tabela 11 – Resultados do teste <i>t</i> de Student na comparação das doses ocupacionais registradas no dosímetro TLD para os procedimentos de angioplastia (ATC) entre as regiões avaliadas, para um valor de alpha igual a 0,001 e probabilidade de até 99,9% destas doses serem iguais ou diferentes.....	40
Tabela 12 - Resultados do teste <i>t</i> de Student na comparação das doses ocupacionais registradas no dosímetro TLD para os procedimentos de cateterismo (CATE) entre as regiões avaliadas, para um valor de alpha igual a 0,001 e probabilidade de até 99,9% destas doses serem iguais ou diferentes.....	40

Tabela 13 - Resultados do teste *t* de Student na comparação das doses ocupacionais registradas no dosímetro Instadose para os procedimentos de angioplastia (ATC) entre as regiões avaliadas, para um valor de alpha igual a 0,001 e probabilidade de até 99,9% destas doses serem iguais ou diferentes.... 411

Tabela 14 - Resultados do teste *t* de Student na comparação das doses ocupacionais registradas no dosímetro Instadose para os procedimentos de cateterismo (CATE) entre as regiões avaliadas, para um valor de alpha igual a 0,001 e probabilidade de até 99,9% destas doses serem iguais ou diferentes..... 41

Tabela 15 – Resultado da correlação de Pearson (R^2), entre os valores obtidos com dosímetro termoluminescente no tórax (TLD) e valores de kerma (mGy), KAP (cGy.cm²) e tempo (min:seg). nos procedimentos de cateterismo (CATE) e angioplastia (ATC)..... 41

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AEC Controle automático de exposição

ATC Angioplastia Transluminal Coronariana

CATE Cateterismo Cardíaco

CI Cardiologia intervencionista

CNEN Comissão Nacional de Energia Nuclear

DAP Dose area product

DIS Direct Ion Storage

EPI Equipamento de Proteção Individual

FOV Campo Visual

Gy gray

IAEA *International Atomic Energy Agency*

ICRP *International Commission on Radiological Protection*

IEC *International Electrotechnical Commission*

K_{ar} *Kerma no ar*

PKA *Kerma-area product*

Pb elemento químico chumbo

kV Quilovolt

mA Miliampère

Sv sievert

TLD *Thermoluminescence Dosimetry*

SUMÁRIO

DEDICATÓRIA	v
AGRADECIMENTOS	vi
RESUMO.....	ix
ABSTRACT.....	x
LISTA DE FIGURAS	xi
LISTA DE TABELAS.....	xii
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	xiv
1 INTRODUÇÃO	1
2 OBJETIVOS.....	5
2.1 Objetivos específicos	5
3 FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	6
3.1 Procedimentos de cardiologia invasiva	6
3.1.1 Cateterismo Cardíaco.....	6
3.1.2 Cateterismo cardíaco para pacientes revascularizados com estudo de pontes (enxertos coronarianos).....	6
3.1.3 Intervenção Coronária Percutânea	6
3.1.4 Intervenção Coronária Percutânea (ad hoc) ou Primária.....	7
3.2 Fundamentos de Proteção Radiológica	7
3.2.1 Princípios Básicos de Proteção Radiológica.....	7
3.2.2 Grandezas e unidades de radioproteção.....	9
3.2.2.1 Exposição.....	9
3.2.2.2 Dose Absorvida, D.....	10
3.2.2.3 Kerma no Ar, K.....	10
3.2.2.4 Dose Equivalente, H _T	11
3.2.2.5 Dose Efetiva, E.....	12
3.3 Efeitos Biológicos das Radiações Ionizantes	13
3.3.1 Exposição à radiação na lente dos olhos.....	13
3.4 Proteção radiológica aplicada a cardiologia intervencionista	15
3.5 Dosimetria do paciente.....	18

3.6 Dosimetria ocupacional.....	20
3.6.1 Tipos de Dosímetros	22
3.6.2 Dosímetros fotográficos	22
3.6.3 Dosímetros Termoluminescentes (TLD)	23
3.6.4 Dosímetro de leitura direta	24
3.6.5 Instadose™	24
4 METODOLOGIA	27
4.1 Aspectos Éticos	27
4.2 Local do Estudo	27
4.3 Equipamento Radiológico	27
4.4 Coleta de dados referente as doses após procedimentos	29
5 RESULTADOS	32
6 DISCUSSÃO	43
7 CONCLUSÕES	55
8 REFERÊNCIAS.....	57

1 INTRODUÇÃO

Com a evolução tecnológica e o desenvolvimento de procedimentos intervencionistas mais complexos que demandam recursos operacionais diversos, os níveis de exposição à radiação de médicos, auxiliares de enfermagem e demais profissionais da equipe, bem como para pacientes, passou a ser alvo de atenção.⁽¹⁾

Procedimentos intervencionistas são, em geral, de longa duração e requerem a obtenção de muitas imagens obtidas por cineangiocoronariografia. Os equipamentos radiológicos empregados para este fim possuem características que possibilitam a obtenção das imagens dinâmicas em tempo real e com resolução que permite o estudo de estruturas menores, como no caso de pequenos vasos.⁽²⁾

Em virtude dos benefícios gerados pelo uso desta tecnologia no que se refere ao diagnóstico e tratamento das diferentes doenças cardiovasculares, seu uso é justificável desde que possa evitar os efeitos nocivos à saúde dos profissionais envolvidos.⁽³⁾ Com o crescente número de procedimentos e técnicas terapêuticas, existem os riscos provenientes da prática.⁽⁴⁾

No cateterismo cardíaco diagnóstico (CATE) e terapêutico (angioplastia transluminal coronariana- ATC) é utilizada a fluoroscopia, método que permite ao médico guiar o cateter na localização específica no interior do corpo. Desta forma, é possível observar o fluxo de sangue através das artérias coronárias com a finalidade de avaliar a presença de obstrução arterial.

Os procedimentos intervencionistas exigem que a equipe médica permaneça próxima ao paciente, o que torna impossível evitar a exposição destes profissionais à radiação secundária, isto é, aquela espalhada em todas as direções após o feixe primário interagir com o paciente. O risco radiológico da equipe envolvida nos procedimentos dos serviços de hemodinâmica é de grande preocupação tanto para a equipe quanto para os responsáveis pela proteção radiológica.

Segundo a publicação da *International Commission on Radiological Protection (ICRP)* de 1991, a exposição individual em cateterismo cardíaco diagnóstico e terapêutico é considerada mais alta quando comparada com a exposição ocupacional à radiação ionizante proveniente de outro tipo de procedimento radiológico. Portanto, a equipe

médica que realiza este tipo de procedimento pode receber valores de doses próximos aos limites ocupacionais estabelecidos nas normas.⁽⁵⁾ As taxas de dose recebidas pela equipe médica durante o procedimento podem ser da ordem de 2 mGy.h^{-1} ou mais. Em especial, os procedimentos de cateterismo cardíaco envolvem a utilização de dois modos de radiação: a fluoroscopia e a cinefluorografia (cine). Durante o modo cine, a taxa de kerma no ar pode variar de $0,2$ a 1 Gy.min^{-1} , gerando altas doses de radiação não somente no paciente, mas também na equipe médica.⁽⁶⁾

A carga de trabalho, o treinamento e o uso de equipamentos de proteção individual são considerados relevantes para o controle da exposição à radiação. O uso do dosímetro individual por parte dos profissionais da saúde constitui o principal meio de avaliação das doses e da verificação da eficácia de um programa de minimização de doses a partir dos procedimentos adotados na rotina assistencial.⁽⁷⁾ Atualmente, na rotina assistencial são utilizados os dosímetros individuais do tipo passivo, com os quais as doses são conhecidas vários dias após a exposição. Em condições de exposição como a do médico intervencionista, o uso de dosímetros de leitura direta, propiciaria o gerenciamento da dose em tempo real, oferecendo uma proteção mais efetiva ao profissional.

A cardiologia intervencionista (CI) é uma das especialidades que proporciona as maiores doses aos profissionais. Frequentemente, identifica-se reações teciduais em médicos intervencionistas, como por exemplo, a indução da catarata, resultado da exposição contínua do cristalino dos olhos à radiação. Para minimizar a exposição, devem ser utilizados anteparos como por exemplo, visor plumbífero e óculos plumbíferos.⁽⁸⁾

Nos últimos anos, observou-se um aumento do número de procedimentos intervencionistas, evitando os procedimentos mais invasivos de maior risco clínico para o paciente, como procedimentos cirúrgicos. Por outro lado, torna-se prudente adotar práticas que façam com que seus benefícios sejam superiores aos detrimentos.⁽⁹⁾

As doses de radiação espalhada nos olhos do médico hemodinamicista em condições típicas de trabalho podem exceder 10 mSv/h , em modos de alta dose de fluoroscopia e 50 mSv/h durante a aquisição de imagem (valores de taxa instantânea), quando os dispositivos de proteção contra as radiações não são utilizados.⁽¹⁰⁾

As doses de radiação na região dos olhos podem ultrapassar o limiar para reações teciduais, se não forem utilizados dispositivos de proteção como por exemplo os óculos plumbíferos. Em procedimentos intervencionistas a catarata ou opacidade do cristalino podem ser radioinduzidas quando as doses na região dos olhos se aproximam do limite de 20 mSv por ano. ⁽¹¹⁾

Durante a Reunião Anual em 2004 da Sociedade de Radiologia da América do Norte (RSNA) foi relatado o resultado de uma pesquisa realizada com 59 radiologistas intervencionistas que participaram de uma conferência médica para avaliar a formação de catarata causada por radiação ionizante. Foi encontrada catarata subcapsular posterior em 8% dos 59 radiologistas selecionados e avaliados. ⁽¹⁰⁾

A natureza radiossensível do olho para altas doses de radiação ionizante é bem conhecida. As recomendações atuais de proteção contra as radiações são baseadas no pressuposto de que a catarata (catarata subcapsular posterior) é induzida por reações teciduais de exposição à radiação ionizante, e acontece somente se o limiar de dose é excedido (atualmente 2 Gy para uma única dose de exposição e de 5 Gy para exposição fracionada). ⁽¹²⁾

Durante a última década houve avanços importantes na compreensão dos efeitos da radiação na lente dos olhos. Estudos de incidência de catarata em trabalhadores de limpeza de Chernobyl e em Tecnólogos em Radiologia nos Estados Unidos, reiteraram o limiar de 2-5 Gy para a opacidade da lente dos olhos. ⁽¹³⁾ Embora o estudo de Chernobyl tenha sugerido um limiar de dose para a formação de catarata de menos de 1 Gy, o estudo realizado nestes profissionais sugere que o risco aumenta linearmente com a dose de radiação, sem um limiar aparente. ⁽¹³⁾

A ICRP publicou novas recomendações que incluem a consideração do prejuízo decorrente dos efeitos não-cancerosos da radiação sobre a saúde. Estes efeitos, anteriormente chamados de determinísticos são agora referidos como reações teciduais, porque é cada vez mais reconhecido que alguns destes efeitos não são determinados unicamente no momento da irradiação, mas, podem ser modificados após a exposição à radiação. ⁽¹⁴⁾

A utilização de raios X como ferramenta de diagnóstico ou procedimentos de intervenção aumentou progressivamente ao longo dos últimos anos, particularmente no

campo da cardiologia intervencionista. O aumento de procedimentos intervencionistas nos últimos anos representa um risco de efeitos radioinduzidos, em especial nos olhos dos médicos hemodinamicistas.⁽¹³⁾

2 OBJETIVOS

1. Estimar a dose equivalente recebida na região dos olhos e em diferentes regiões do corpo do médico cardiologista em procedimentos diagnósticos e terapêuticos.
2. Verificar a eficácia no uso do dosímetro Instadose™ para o controle das doses ocupacionais.

2.1 Objetivos específicos

1. Comparar o desempenho do dosímetro Instadose™ ao dosímetro termoluminescente (TLD), de referência, na estimativa das doses ocupacionais recebidas por cardiologistas durante a realização de procedimentos hemodinâmicos.
2. Determinar qual a região do corpo do médico (principal operador do equipamento) que recebe maior valor de dose e quais regiões devem ser monitoradas e protegidas contra a radiação.
3. Avaliar se há diferenças significativas entre as doses ocupacionais medidas nas diferentes regiões do corpo nos procedimentos de cateterismo (CATE) e angioplastia (ATC).
4. Verificar qual a relação entre as doses ocupacionais e os parâmetros dosimétricos registrados e apresentados no monitor do equipamento ao término do procedimento.
5. Verificar se um dosímetro fixado no centro do *gantry* do equipamento radiológico pode contribuir para a estimativa das doses ocupacionais

3 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

3.1 Procedimentos de cardiologia invasiva

3.1.1 Cateterismo Cardíaco (CATE)

O CATE é um exame invasivo, onde através de um acesso arterial ou venoso, via técnica de seldinger, cateteres são conduzidos através do sistema circulatório e chegam à raiz da aorta e às cavidades ventriculares. Através da cateterização do óstio das artérias coronárias e suas ramificações ou cavidades ventriculares, sua visualização é possível pela injeção de contraste a base de iodo e a aquisição de imagens radiológicas através do uso da fluoroscopia, trata-se então do exame anatômico, no qual se estuda o lúmen coronariano, no intuito de evidenciar e quantificar o estreitamento causado pela presença de placas ateroscleróticas (placa de gordura) na artéria coronária.⁽¹⁵⁾

3.1.2 CATE para pacientes revascularizados com estudo de pontes (enxertos coronarianos)

Cateterismo cardíaco para pacientes revascularizados com estudo de pontes (enxertos coronarianos) é um exame invasivo cujo procedimento é o mesmo do cateterismo cardíaco com estudo dos óstios das coronárias e cavidades ventriculares. Também são estudados os enxertos de veia de safena e enxerto de artéria mamária interna.⁽¹⁶⁾

3.1.3 Angioplastia Transluminal Coronariana (ATC)

Na ATC (tratamento de lesão coronariana) canula-se seletivamente a artéria coronária a ser tratada com um cateter específico para a angioplastia, denominado cateter-guia. Dentro do cateter guia há um fio guia distalmente. Com esse fio guia bem posicionado, avançam-se os outros dispositivos a serem empregados no procedimento, como balão ou *stent* coronário. A insuflação do balão ou a liberação do *stent* provoca um

esmagamento da placa aterosclerótica contra a parede do vaso, resultando, na maioria das vezes, em dissecção da placa. Esse mecanismo é responsável pelo aumento do diâmetro do lúmen do vaso no local tratado.⁽¹⁷⁾

3.1.4 Angioplastia Transluminal Coronariana (*ad hoc*)

Angioplastia Transluminal Coronariana (*ad hoc*) é o procedimento que pela gravidade e a sintomatologia do paciente é realizada na sequência do cateterismo cardíaco.

3.2 Fundamentos de Proteção Radiológica

3.2.1 Princípios Básicos de Proteção Radiológica

A ICRP estabelece um sistema de proteção radiológica que tem por objetivo proteger a saúde dos seres humanos, direcionando-se ao gerenciamento e controle das exposições à radiação ionizante de modo que as reações teciduais sejam evitados, e os riscos de ocorrência dos efeitos estocásticos sejam minimizados a valores racionalmente alcançáveis, baseando-se em três princípios fundamentais: Princípio da Justificativa, Princípio da Otimização e Limitação de Dose.⁽⁵⁾

O Princípio da Justificativa estabelece que qualquer aplicação da radiação que conduza a um aumento da exposição do homem deve ser justificada, garantindo que o benefício proveniente desta aplicação seja mais importante que os riscos devido ao aumento da exposição.

O Princípio da Otimização determina que as doses devem ser mantidas “tão baixas quanto razoavelmente aplicáveis”, segundo a filosofia ALARA (*as low as reasonably achievable*), levando em conta os fatores sociais e econômicos.

Os limites de dose representam valores mínimos, abaixo dos quais os riscos decorrentes da exposição à radiação são toleráveis, ou seja, valores aos quais o indivíduo pode permanecer exposto sem que isso cause detrimientos a sua saúde. Para o estabelecimento dos limites de dose, foram levados em conta os efeitos somáticos

tardios, em especial o câncer.

Os limites de dose individuais estabelecidos pelas normas de Proteção Radiológica aplicam-se apenas aos profissionais da saúde (Técnicos em Radiologia, Tecnólogos em Radiologia, Médicos Hemodinamicistas, Profissionais da Enfermagem) e ao público em geral.^(18,19) No caso dos pacientes, aplica-se o conceito de nível de referência de dose, estabelecido pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) Safety Series Report 115 (SS-115) e ICRP-73, que têm um caráter de orientação para identificar procedimentos não otimizados.^(18,20) O valor do terceiro quartil de uma base de distribuição de doses pode ser utilizado para se obter melhorias no processo de otimização das doses locais, regionais ou nacionais, lembrando que estes valores podem se modificar diante da evolução da tecnologia e procedimentos.

Em procedimentos intervencionistas guiados por fluoroscopia os indicadores dosimétricos empregados para expressar os níveis de referência de dose são: *Kar* (Gy), *PKA* (Gy.cm²), tempo de fluoroscopia (min).

Algumas provas epidemiológicas recentes sugerem que há alguns efeitos e reações da exposição no tecido, especialmente aqueles com manifestações tardias, onde as doses de limites são ou podem ser menores do que anteriormente considerados. Para a exposição ocupacional em situações de exposição planejada, a ICRP recomenda agora um limite de dose equivalente para o cristalino do olho, de 20 mSv no ano, em média, durante determinados períodos de 5 anos, não podendo ultrapassar o limite anual de 50 mSv.⁽¹⁴⁾ Doses para pacientes desta magnitude, podem ser alcançadas, durante procedimentos complexos de intervenção e, portanto, deve haver uma atenção especial nestas circunstâncias.

É recomendado que a otimização da proteção radiológica seja aplicada em todas as situações de exposição e para todas as categorias de exposição. Enfatiza ainda que a proteção deve ser otimizada, não só para exposições de corpo inteiro, mas também para exposições a tecidos específicos, em particular o cristalino do olho, para o coração e no sistema vascular cerebral.⁽¹⁴⁾

A Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) em sua normativa NN-3.01 determina que a dose efetiva e a dose equivalente nos órgãos e tecidos dos indivíduos

expostos não devem exceder os limites estabelecidos no Quadro 1, salvo em circunstâncias especiais, autorizadas pela CNEN.⁽¹¹⁾

Quadro 1. Doses anuais, conforme CNEN-NN-3.01.⁽¹¹⁾

Limites de Doses Anuais [a]			
Grandeza	Órgão	Indivíduo ocupacionalmente exposto (IOE)	Indivíduo do público
Dose efetiva	Corpo inteiro	20 mSv [b]	1 mSv [c]
Dose equivalente	Cristalino	20 mSv [b]	15 mSv
	Pele [d]	500 mSv	50 mSv
	Mãos e pés	500 mSv	---

[a] para fins de controle administrativo efetuado pela CNEN, o termo dose anual deve ser considerado como dose no ano calendário, isto é, no período decorrente de janeiro a dezembro de cada ano; [b] Média aritmética em 5 anos consecutivos, desde que não exceda 50 mSv em qualquer ano. (Alterado pela Resolução CNEN 114/2011); [c] Em circunstâncias especiais, a CNEN poderá autorizar um valor de dose efetiva de até 5 mSv em um ano, desde que a dose efetiva média em um período de 5 anos consecutivos, não exceda a 1 mSv por ano; [d] Valor médio em 1 cm² de área, na região mais irradiada.

3.2.2 Grandezas e unidades de radioproteção

Desde o descobrimento das radiações ionizantes, surgiram preocupações que estas pudessem causar efeitos nocivos à saúde humana. Desta forma, surgiram os métodos de produção, caracterização e medição da radiação, bem como a definição de grandezas que expressem a sua interação com o tecido humano e o risco de detrimento.

(21,22,23)

3.2.2.1 Exposição

A grandeza exposição é definida pelo quociente entre dQ e dm , no qual dQ representa o valor absoluto da carga total de íons de um dado sinal, produzidos no ar, quando todos os elétrons (negativos e positivos) liberados pelos fótons em um volume de

ar, de massa dm , são freados neste volume. A equação é dada por:

$$X = \frac{dQ}{dm} [C/kg] \quad (1)$$

Esta grandeza está associada às radiações X e gama e sua unidade especial é o Roentgen (R). No Sistema Internacional (SI) é representada por Coulomb/quilograma, onde $1R=2.58 \cdot 10^{-4} C/kg$.

3.2.2.2 Dose Absorvida, D

Esta grandeza surgiu pela necessidade de suprir as limitações da grandeza Exposição, podendo ser utilizada para qualquer tipo de radiação e em qualquer meio. Define-se como dose absorvida a razão dE/dm , onde dE é a energia média cedida na matéria de massa dm pela radiação ionizante, dada por:

$$D = \frac{dE}{dm} J/kg \quad (2)$$

É representada na unidade especial pelo Gray (Gy), e no sistema internacional (SI) é o joule/quilograma (J/kg), onde $1 Gy = 1 J/kg$.

3.2.2.3 Kerma no Ar, K

O Kerma (*kinectic energy released per unit of mass*) é definido por:

$$K = \frac{dE_{TR}}{dm} (J \cdot kg^{-1} = Gy) \quad (3)$$

Onde dE_{TR} é a soma de todas as energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas neutras ou fótons, incidentes em um material de massa dm .

A unidade especial é o Gray (Gy), representada no SI por joule/quilograma (J/kg).

3.2.2.4 Dose Equivalente, H_T

A grandeza Dose Equivalente é utilizada para quantificar a energia depositada em um órgão ou tecido, além de fornecer informações sobre o dano biológico causado por tipo de radiação. A grandeza dose equivalente é definida por:

$$H_T = \sum_R W_R D_{T,R} [Sv] \quad (4)$$

O w_R representa o fator de ponderação da radiação R e D_T é a dose absorvida média no órgão ou tecido. Esta soma pode ser efetuada para todos os tipos de radiação. Os valores de w_R são definidos baseados na eficácia biológica relativa (RBE) para os diferentes tipos de radiação, conforme mostrado no Quadro 2. A unidade da grandeza é expressa no SI por J/kg, denominada Sv.

Quadro 2: Fatores de ponderação da Radiação^[a].⁽¹¹⁾

Tipo e faixa de energia ^[b]	Fator de peso da radiação, w_R
Fótons, todas as energias	1
Elétrons e muons, todas as energias ^[c]	1
Nêutrons ^[d] , energia:	
< 10 keV	5
10 keV a 100 keV	10
>100 keV a 2 MeV	20
> 2 MeV a 20 MeV	10
> 20 MeV	5
Prótons, exceto os de recuo, energia > 2 MeV	5
Partículas α , fragmentos de fissão, núcleos pesados	20

[a] Todos os valores se relacionam à radiação incidente no corpo ou, para fontes internas, emitida pela fonte. [b] Valores para outras radiações podem ser obtidos no Quadro 3 (ver também Anexo A da ICRP-60). [c] Excluindo elétrons Auger emitidos por radionuclídeos ligados ao DNA, para os quais se aplicam considerações especiais de microdosimetria. [d] Para consistência nos cálculos, pode-se usar a seguinte expressão para a estimativa de w_R para nêutrons, em função da energia: $w_R = 5 + 17 \exp[-(\ln 2 \varepsilon)^{2/6}]$, onde ε é a energia em MeV.

3.2.2.5 Dose Efetiva, E

A grandeza dose efetiva é definida pela soma do produto das doses equivalentes por um fator de ponderação para cada tecido ou órgão (w_T). A equação é dada por:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (5)$$

Onde H_T é a dose equivalente no tecido ou órgão e w_T é o fator de ponderação do órgão ou tecido.

Nesta grandeza é considerada a parcela de contribuição de cada órgão irradiado nos danos à saúde. A dose efetiva é associada à radiosensibilidade do órgão ou tecido irradiado. Os fatores de ponderação são apresentados no Quadro 3.

Quadro 3: Fatores de ponderação para órgãos e tecidos.⁽¹¹⁾

Tecido	w_T
Medula óssea (vermelha)	0,12
Cólon	0,12
Pulmões	0,12
Estômago	0,12
Mamas	0,12
Gônadas	0,08
Bexiga	0,04
Esôfago	0,04
Fígado	0,04
Tireoide	0,04
Superfície óssea	0,01
Cérebro	0,01
Glândulas salivares	0,01
Pele	0,01
Restante	0,12
Total	1,00

[a] Valores de w_T são aqueles da Publicação ICRP-60. [b] Esses valores foram desenvolvidos para uma população de referência composta por número igual de indivíduos de ambos os sexos e abrange uma ampla faixa etária. Na definição de dose efetiva, esses fatores se aplicam a IOE e a indivíduos do público de qualquer sexo ou idade. [c] Dose calculada como média ponderada por massa, para intestino grosso superior e inferior: $H_{C\acute{o}lon} = 0,57 H_{IGS} + 0,43 H_{IGI}$. [d] Região torácica da área respiratória. [e] Para fins de cálculo, o grupo de tecidos restantes é composto das glândulas supra-renais, cérebro, região extratorácica da área respiratória, intestino delgado, rim, músculo, pâncreas, baço, timo e útero. Nos casos em que um dos tecidos remanescentes mais expostos receba uma dose equivalente mais alta dentre todos os órgãos, deve-se aplicar um fator de peso de 0,025 a esse tecido ou órgão e um fator de 0,025 ponderado por massa aos demais restantes.

3.3 Efeitos Biológicos das Radiações Ionizantes

A exposição prolongada à radiação ionizante gera aos indivíduos um risco potencial de desenvolvimento de efeitos biológicos, que estão relacionados com a quantidade de energia absorvida pelas células e com o local da célula em que a energia foi absorvida. A maioria dos efeitos biológicos das radiações podem ser agrupados em duas categorias gerais: efeitos estocásticos e reações teciduais.

Os efeitos estocásticos são de natureza probabilística, não precisam de um limiar de dose para que ocorram e aumentam em sua frequência proporcionalmente ao aumento da dose de radiação. Isto significa, que doses pequenas, abaixo dos limites estabelecidos por normas e recomendações de proteção radiológica, podem induzir tais efeitos. Dentre eles, destaca-se o câncer e os efeitos hereditários.

As reações teciduais são aquelas que ocorrem a partir de um certo limiar de dose, e a gravidade do efeito é proporcional à dose de radiação recebida, podendo ser reversível ou não. Este efeito é observado em indivíduos expostos a altas doses de radiação.

3.3.1 Exposição à radiação na lente dos olhos

O cristalino é uma estrutura do olho com forma de lente biconvexa que está entre a íris e o humor vítreo e serve também de marco anatômico para divisão ocular em 2 segmentos, anterior e posterior.⁽²⁴⁾ A Figura 1 ilustra a localização do cristalino e suas diferentes partes.

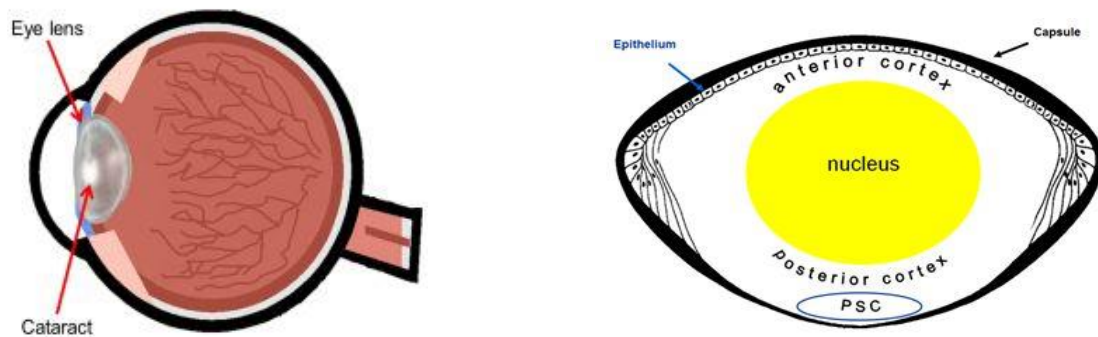


Figura 1: Localização da lente do olho (esquerda) e diferentes partes da lente do olho (direita).

Fonte: https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/InformationFor/HealthProfessionals/6_OtherClinicalSpecialities/radiation-cataract/Radiation-and_cataract.htm

Com o envelhecimento a lente do olho adquire opacidade, obstruindo a passagem da luz e causa a catarata. As pessoas que têm esta patologia, possuem uma visão nublada, embaçada ou enevoada. A catarata possui outras causas metabólicas devido a sua sensibilidade a radiação, produtos químicos tóxicos ou drogas.⁽²⁵⁾

Catarata é a denominação dada a qualquer opacidade do cristalino, que não necessariamente afete a visão, é o processo de perda da transparência do cristalino, a lente natural do olho. É a maior causa de cegueira tratável nos países em desenvolvimento. Segundo a Organização Mundial de Saúde, há 45 milhões de cegos no mundo, dos quais 40% são devidos à catarata. Inúmeros fatores de risco podem provocar ou acelerar o aparecimento de catarata, incluindo exposição à radiação ionizante.⁽²⁶⁾

A catarata pode ser classificada em três formas principais: nuclear, cortical e subcapsular posterior (CSP), de acordo com sua localização anatômica. A CSP é a menos comum, geralmente associada à exposição à radiação ionizante.⁽²⁷⁾

As lentes dos olhos são os órgãos mais sensíveis devido à sua localização superficial quando expostas aos raios X, tendo sido documentadas lesões em estudos epidemiológicos dos sobreviventes das bombas atômicas lançadas pelos americanos no Japão. Os estudos mostraram evidências de que há efeitos bastante tardios que resultam de danos nos tecidos e são doenças vasculares cardíacas e cerebrais, além da opacificação do cristalino.⁽²⁸⁾

As alterações detectáveis na lente do olho são observadas em doses entre 0,2 e

0,5 Gy. A exposição à radiação ocular resulta em alterações características da lente, os estágios iniciais da opacificação da lente geralmente não resultam em deficiência visual, mas a gravidade dessas mudanças pode aumentar progressivamente com o aumento da dose, até que a visão seja prejudicada e a cirurgia seja necessária. ⁽²⁹⁾

A opacidade do cristalino causada pela exposição à radiação ionizante é diferente daquela causada pela idade. O acometimento pela exposição à radiação ocorre na região subcapsular posterior e cortical, resultando em células danificadas na região cortical (anterior) que migram e cobrem a superfície posterior do cristalino. ⁽³⁰⁾

Na publicação do ICRP 118 foi revisado o limiar de dose para o cristalino do olho para indução de catarata. Houve uma redução no limite de dose para exposição à radiação ionizante planejada para a lente do olho de 150 para 20 mSv por ano. ⁽²⁹⁾

Os trabalhadores devem se conscientizar de que eles têm uma responsabilidade pela sua própria segurança e devem utilizar o equipamento de proteção radiológica adequado para proteger as lentes dos olhos (óculos plumbíferos). Os óculos devem oferecer proteção efetiva frontal e lateral. ⁽³¹⁾

Nos procedimentos intervencionistas terapêuticos e diagnósticos guiados por fluoroscopia a utilização dos óculos plumbíferos reduz substancialmente as doses para as lentes dos olhos. ⁽³²⁾

3.4 Proteção radiológica aplicada a cardiologia intervencionista

O risco de exposição à radiação durante os procedimentos intervencionistas não se limita somente aos pacientes, mas também aos médicos cardiologistas intervencionistas e à equipe médica que permanece dentro da sala durante os procedimentos guiados por fluoroscopia, onde eventualmente são expostos a uma dose de radiação substancial. Existe uma variação considerável nas doses recebidas pelo médico responsável pela execução do exame (operador principal) e sua equipe, indicando que as práticas de proteção radiológica devem sempre ser avaliadas e otimizadas. ⁽¹⁴⁾

A exposição ocupacional ocorre devido à radiação espalhada proveniente da radiação incidente no paciente e que não foi totalmente absorvida ou atenuada, sendo

deste modo emitida ao seu redor em diversas direções e em diferentes intensidades. ⁽³³⁾

O sistema angiográfico consiste em um tubo de raios-X e receptor de imagem acoplado mecanicamente. Tais sistemas geralmente têm vários graus rotacionais: oblíquas esquerda, direita, cranial e caudal. A orientação do arco ou *gantry* do equipamento também é um fator que influencia na exposição do profissional; sendo assim, algumas recomendações devem ser seguidas, como: permanecer o mais distante do tubo de raios X sempre que possível, além de reduzir o tempo de exposição aos raios X ao mínimo necessário para a execução do exame.

O mais recomendado é que o paciente seja posicionado em decúbito dorsal, de modo que o tubo de raios X fique abaixo da mesa de exames e o receptor de imagens acima, uma vez que a posição contrária resulta em um aumento de até cem vezes da dose nos olhos do operador.⁽³⁴⁾ A Figura 2 apresenta os diferentes níveis de exposição aos quais o operador é submetido, em função da orientação do *gantry*.

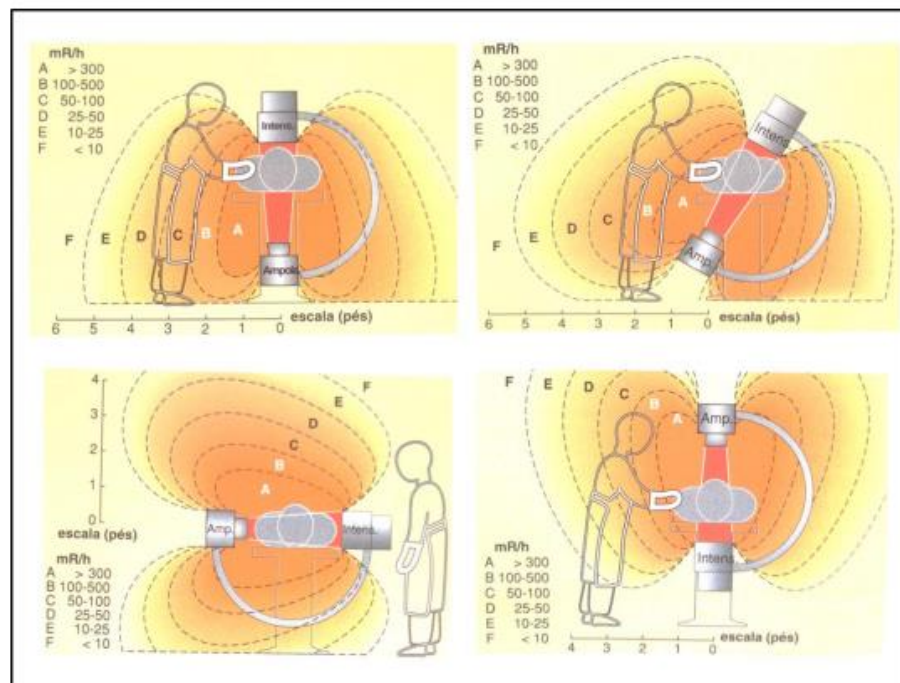


Figura 2: Níveis de exposição aos quais o operador é submetido, em função da orientação do arco ou gantry. Fonte: Kendrick, 2015. ⁽³⁴⁾

A distância entre o ponto focal do tubo de raios X e a tela de entrada do receptor

de imagem (intensificador ou *Flat panel*) é selecionada dinamicamente pelo médico, buscando adequar a qualidade das imagens. Em geral, é apresentada no monitor do equipamento instalado na sala de exames. Sempre que possível deve ser reduzida a distância entre o paciente e o receptor de imagem, buscando minimizar a dose de radiação no paciente, conforme recomendações da IAEA.⁽³⁵⁾

Além das condições geométricas, algumas condições técnico-operacionais disponíveis nos angiógrafos podem contribuir para uma menor exposição à radiação. O modo de fluoroscopia pulsada com baixa taxa de quadros é a que menos expõe o paciente.

Outros parâmetros que influenciam as doses recebidas pelos pacientes são: filtração adicional, colimação, tamanho de campo visual (*field of view* – FOV), ângulo de incidência, entre outros. São condições que são selecionadas pelo operador.

O angiógrafo, em geral, possui um dispositivo para indicar o tempo acumulado de fluoroscopia. Este tempo não deve exceder 5 min sem que seja disparado um aviso sonoro. Este alarme sonoro deve ser contínuo até que o operador acione e libere a contagem do tempo para mais 5 min e assim sucessivamente até o término do exame. Decorridos 10 min sem que seja acionada esta contagem, a exposição deverá ser automaticamente interrompida.^(7,36)

O tempo é um fator relevante quando se trata de exposição à radiação. O operador é quem aciona o equipamento, controla o tempo e é quem deve otimizar as doses durante os procedimentos intervencionistas.⁽³⁷⁾

Os elementos de proteção coletiva consistem em cortinas de chumbo localizadas no trilho da mesa de exames (saiote plumbífero) e uma proteção suspensa, fixada no teto por um braço articulado (protetor suspenso).^(7,36)

As cortinas fixadas na lateral da mesa estão localizadas do lado do paciente, entre o tubo de raios X abaixo da mesa e o médico cardiologista intervencionista (operador principal). Estas cortinas devem sempre ser utilizadas, pois reduzem substancialmente a dose no operador.

Os protetores suspensos fixados, em geral, no teto, quando utilizados, podem reduzir drasticamente a exposição ocular do operador. Lesões de cristalino foram relatadas em operadores e equipe quando sistemas que não possuem protetores

suspensos são usados para procedimentos intervencionistas complexos.⁽³⁸⁾

A espessura típica desta proteção é de 0,5 mm Pb e tem a função de proteger a cabeça, tireoide, braços e toda porção do tronco do operador.⁽³⁷⁾

Os dispositivos de proteção mencionados estão exemplificados na Figura 3.



Figura 3: Anteparo de vidro plumbífero suspenso e saíote plumbífero fixado na mesa de exame.

É evidente a importância da utilização dos equipamentos de proteção individual, tais como aventais de chumbo, óculos plumbíferos e protetores de tireoide. Esses itens são de uso obrigatório por parte de todos os profissionais envolvidos nos procedimentos de cardiologia intervencionista. Deve-se avaliar a integridade física destes equipamentos anualmente.⁽⁷⁾

3.5 Dosimetria do paciente

Existem medidas dosimétricas que podem ser usadas para estimar as doses recebidas pelos pacientes durante os procedimentos intervencionistas. Estas doses podem ser apresentadas no monitor instalado na sala de exames acoplado ao painel de controle do equipamento ou ainda podem ser avaliadas com diversos dispositivos dosimétricos.⁽³⁸⁾

Os indicadores de dose apresentados no monitor ao término do procedimento são:

produto kerma pela área (PKA) e a dose acumulada (K - kerma no ar acumulado).

Além destes indicadores é possível avaliar a dose máxima em uma região da pele do paciente (PSD - *Peak Skin Dose*) como meio de prevenir reações teciduais (efeito determinístico). A PSD pode ser estimada utilizando filmes radiocrômicos sob o paciente durante os procedimentos.⁽³⁸⁾

Os valores de KAP, também conhecidos por *dose-área product* (DAP) indicam a probabilidade do risco de efeitos estocásticos que são aqueles para os quais não existe um limiar de dose para sua ocorrência e cuja probabilidade de ocorrência é uma função da dose. A gravidade destes efeitos é independente da dose. Também é uma medida que analisa toda a quantidade de energia fornecida ao paciente pelo feixe e normalmente é mensurado por uma câmara de ionização que está montada na saída do colimador de raios X. Alguns equipamentos com fluoroscopia estimam o valor de KAP usando as configurações do gerador e do colimador. O *International Electrotechnical Commission (IEC)* recentemente padronizou a unidade de medida em Gy.cm². Não é ideal para indicar reações teciduais, porém se correlaciona razoavelmente bem com a dose máxima acumulada em uma região da pele.

Segundo recomendações do *National Council on Radiation Protection and Measurements* (NCRP), Report 168, há dois níveis de ação a serem implementados, que associam o limiar de KAP, kerma no ar acumulado e o tempo de exposição, conforme segue:⁽³⁹⁾

Nível de Notificação: >300 Gy.cm² para KAP, 3 Gy para kerma no ar e/ou 30 min de fluoroscopia.

Nível de Dose Substancial (NDS): >500 Gy.cm² para KAP; 5 Gy para kerma no ar e/ou 60 min de fluoroscopia.

No primeiro caso o médico que realizou o procedimento será notificado oficialmente e dará ciência à notificação. No caso de NDS, será efetuado registro e a notificação, bem como o acompanhamento médico para verificação de eventual reação na pele do paciente.⁽³⁸⁾

3.6 Dosimetria ocupacional

A dosimetria ocupacional tem como finalidade monitorar os profissionais e garantir que os limites de dose não sejam excedidos. As estimativas dos valores de dose são realizadas por meio de dosímetros, utilizados pela equipe médica durante a realização dos procedimentos. Os dosímetros individuais constituem o principal meio de avaliação da eficácia de programas de controle de doses individuais nos serviços de radiodiagnóstico.

O dosímetro é de uso individual e deve ser utilizado durante todo o período de trabalho do profissional junto à fonte de exposição à radiação. O armazenamento dos dosímetros fora do período de utilização deve ser junto aos outros dosímetros da instituição e ao dosímetro de referência (dosímetro padrão) que mede os níveis de radiação do ambiente no qual não há radiação X espalhada (background-BG ou radiação de fundo). O dosímetro de controle é utilizado como referência no sistema de leitura, isto é, as doses são calculadas medindo-se a dose do dosímetro individual e subtraindo-se o valor da dose acumulada no dosímetro de controle (BG).

Um fator importante é o posicionamento do dosímetro no corpo do trabalhador, em especial se ele está localizado acima ou abaixo dos aventais de chumbo. Além disso, a irradiação do profissional em hemodinâmica não é homogênea, o que pode subestimar a exposição em órgãos e tecidos que estão fora do avental de chumbo. Sendo assim, o mais apropriado seria utilizar dois dosímetros, um por cima e outro por baixo do avental. Desta forma, os resultados podem ser combinados para uma melhor estimativa da dose efetiva e fornecer uma estimativa da dose em regiões desprotegidas do corpo. Antic e colaboradores defendem a importância de se utilizar dois dosímetros, um abaixo e outro sobre o avental na altura do protetor de tireoide, que é um conceito estabelecido pela ICRP 85. ^(40,41)

O Ministério da Saúde e Agência de Vigilância Sanitária por meio da Portaria 453 publicada em 1998 determina que a dose para o tronco deve ser registrada por um dosímetro posicionado por cima do avental de chumbo e, em casos nos quais as extremidades possam estar sujeitas a doses altas, deve-se fazer uso adicional do dosímetro de extremidades. Apesar desta recomendação, no Brasil a dosimetria de

extremidades ainda não é disponibilizada pelos laboratórios de calibração credenciados.⁽⁷⁾

Rotineiramente, registra-se as doses para o tronco, entretanto, outras partes do corpo são mais difíceis de proteger e tem seus próprios limites de dose. Desta forma, procura-se estabelecer um método de monitoramento que reflita de maneira mais realista possível o grau e a distribuição das exposições dos profissionais.

Em hemodinâmica, existe uma grande preocupação com os olhos e a exposição das mãos, tendo em vista a necessidade do operador em estar perto da fonte de raios X durante a realização do procedimento. Em alguns casos, indica-se o monitoramento dos dedos e mãos, que pode ser realizado com dosímetros do tipo anéis ou pulseiras, que devem ser posicionados no local mais provável de receber a maior exposição de radiação.⁽⁴²⁾

A grandeza $H_p(d)$ é uma grandeza operacional para monitoração individual externa, sendo o produto da dose absorvida em um ponto, na profundidade d do corpo humano, pelo fator de qualidade da radiação nesse ponto.⁽⁴²⁾

A medição desta grandeza é realizada diretamente pelo monitor individual, a partir de um processo de calibração utilizando simulador antropomórfico definido pela *International Commission on Radiation Units* (ICRU). A dose efetiva devida à exposição externa é estimada por meio de um monitor individual posicionado no ponto mais exposto do tórax, calibrado em $H_p(10)$. No caso de radiações pouco penetrantes, a dose equivalente na pele é estimada por dosímetros individuais calibrados em $H_p(0,07)$. No caso de extremidades (pés e mãos), estima-se a dose equivalente na pele, através de monitores individuais calibrados na grandeza operacional $H_p(0,07)$. No caso da dose equivalente no cristalino, são utilizados monitores individuais calibrados na grandeza operacional $H_p(3)$.⁽⁴³⁾

Atualmente existem vários tipos de dosímetros no mercado e além das propriedades de registrar as doses eles devem apresentar:

- Resultados em dose absorvida ou dose efetiva (ou taxa);
- Ser construído com material tecido-equivalente;
- Possuir fator de calibração bem estabelecido;
- Suas leituras e calibrações são rastreadas a um laboratório nacional;

- Incertezas bem estabelecidas e adequadas para sua aplicação;
- Modelo adequado para cada aplicação;
- Modelo adequado para cada tipo e intensidade de feixe.

3.6.1 Tipos de Dosímetros

Atualmente são encontrados diversos tipos de dosímetros para monitoração da radiação, tais como os dosímetros fotográficos, os TLDs e os dosímetros de leitura direta. Entretanto, as vantagens e desvantagens de cada tipo são definidas levando-se em conta a aplicabilidade de acordo com os fins para os quais serão utilizados. O sistema brasileiro de monitoração das exposições ocupacionais reconhece legalmente os dosímetros termoluminescentes (TL) e opticamente fotoestimulados (OSL) como monitores padrão de dose.

3.6.2 Dosímetros fotográficos

O dosímetro fotográfico consiste em uma película fotográfica acondicionada em envelopes que protegem a parte fotossensível da luz, e um porta-detector contendo diversos tipos de filtros (Cu, Al, Pb e Sn) que ajudam a estimar a dose para diferentes tipos de radiação. Este dispositivo baseia-se na propriedade que a radiação possui de impressionar chapas fotográficas. A leitura da película é realizada por um equipamento chamado densitômetro, que mede o grau de enegrecimento da película nos diferentes filtros, considerando-se a dose máxima no local onde não havia nenhum filtro.^(44,45)

Este tipo de dosimetria apresenta algumas vantagens, como a facilidade de avaliação das doses, baixo custo, permanência do registro de informação na película fotográfica. Como desvantagens, apresenta grande sensibilidade a fatores ambientais, como luz, umidade e calor. Além disso, sua leitura não é imediata e possui grande dependência energética.

3.6.3 Dosímetros Termoluminescentes (TLD)

O TLD é um dispositivo composto de cristais com propriedades termoluminescentes. Este tipo de dosimetria baseia-se na interação da radiação com esses cristais, que armazenam a energia e, quando aquecidos a uma certa temperatura, a energia armazenada é liberada em forma de luz. A quantidade de luz emitida durante o aquecimento é proporcional à dose absorvida pelo dosímetro.

Alguns fósforos como o LiF:Mg,Ti (TLD 100); o $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, o tetraborato de lítio ($\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$) e o óxido de berílio (BeO) utilizados na dosimetria de diferentes tipos de radiações têm a sensibilidade alta, além da possibilidade de reutilização, da fácil automação da leitora e do baixo custo, como vantagens a compensar a dependência energética, o tempo longo entre a irradiação e a obtenção da resposta e à perda da informação após a leitura. O fluoreto de Lítio (LiF) é o detector mais utilizado e para dosimetria ambiental, individual e clínica por apresentarem uma resposta à absorção e dispersão da radiação ionizante semelhante à dos tecidos biológicos. Além disso, estes detectores são sensíveis a uma vasta gama de doses ($10 \mu\text{Sv}$ a 5 Sv), e um comportamento independente da taxa de dose.⁽³⁾

Ao atingir o cristal, alguns elétrons são excitados da banda de valência para a banda de condução. Alguns destes elétrons, quando voltam para a banda de valência, ficam retidos pelas impurezas existentes na banda proibida, deixando o cristal em um estado metaestável de energia. Após os cristais serem aquecidos, os elétrons liberados que retornam para o nível de menor energia da banda de valência e se recombinaem com lacunas e liberam o excesso de energia na forma de fótons com comprimentos de onda visível ou ultravioleta, com a quantidade de luz emitida dependendo da temperatura do material e do número de elétrons aprisionados e, portanto, da dose absorvida no cristal.^(44,45)

Um software específico permite o controle dos ciclos da leitura, a aquisição das curvas e o valor integrado sob a curva, que são armazenadas possibilitando posterior análise das curvas, a avaliação de dose e outros dados.⁽⁴⁶⁾

3.6.4 Dosímetro de leitura direta

Os dosímetros eletrônicos individuais permitem uma leitura direta da dose recebida e emitem um sinal sonoro de alarme, possibilitando, assim, uma avaliação das condições de segurança no ambiente de trabalho no imediato.⁽⁴⁷⁾

Dosímetros eletrônicos com detectores do tipo semicondutor de diodos de silício são largamente usados para medições com leitura direta em áreas com presença de radiação, para tarefas específicas dos indivíduos ocupacionalmente expostos; eles são também amplamente utilizados na dosimetria de feixes de radiação utilizados para radiodiagnóstico e radioterapia. Para confiabilidade metrológica na dosimetria, os dosímetros eletrônicos deveriam ser submetidos a completos testes de desempenho, que deveriam ter em conta as condições em que serão utilizados em radiologia diagnóstica.

Os dosímetros eletrônicos, são utilizados para uso individual na detecção da radiação X, beta e gama, e operam na faixa de 15 keV a 10 MeV e taxa de equivalente de dose de 0 a 4 Sv.h⁻¹. São constituídos de três detectores de diodo de silício, sendo o sinal proveniente de cada detector a uma cadeia de amplificadores e circuitos dedicados contadores. O equivalente de dose pessoal e os valores da taxa de equivalente de dose são mostrados no display.⁽⁴⁷⁾

3.6.5 Instadose™

O dosímetro Instadose™, de fabricação Mirion Technologies, Califórnia, USA, acreditado nos Estados Unidos e em outros países pela National Voluntary Laboratory Accreditation Program (NVLAP - código lab: 100555-0), utiliza a tecnologia de armazenamento direto de íons (DIS - direct ion storage) para detecção da radiação. A DIS é uma célula de memória analógica não-volátil, cercada por uma câmara de íons cheia de gás. Para a radiação de fótons, as interações iniciais ocorrem na parede da câmara e os elétrons secundários ionizam o gás no interior da câmara. O dosímetro é composto por duas câmaras de armazenamento de íons. A primeira câmara mede a dose de 0,01 mSv para aproximadamente 120 mSv de dose cumulativa, e as doses superiores a 120 mSv são calculadas usando a segunda câmara. A dose é determinada levando-se

em conta as diferenças na carga de um evento de leitura para o outro. A Figura 4 apresenta a foto do Instadose™.



Figura 4: Instadose™ : dosímetro de fabricação Mirion Technologies

Esta tecnologia permite aos trabalhadores expostos uma medição precisa da dose de radiação ao longo do tempo. Um chip armazena a identificação do utilizador através de um número de série único que é atribuído. Os profissionais expostos a radiações podem verificar a dose de radiação em qualquer momento a partir de qualquer computador com acesso à internet, estas leituras são realizadas através da porta USB. Sempre que um profissional deseje obter uma leitura da dose, basta simplesmente acessar a conta e conectar o dosímetro à entrada USB e clicar em “Ler dispositivo”. A dose de radiação armazenada é processada através de um algoritmo próprio. Esta transferência automática de dados minimiza a possibilidade de erros humanos e de identificação.

A representação gráfica da dose atual permanece no painel do computador, na tela, e os relatórios ficam disponíveis para download através do PGC (Programa de Gestão de Conta), contendo dados como: exposição à radiação; histórico detalhado; detector de usb; leituras de dose realizadas online pelo utilizador; dose mínima reportável: 0,03 mSv; limite mínimo de detecção: 0,01 mSv e escala de dose mensurável: 0,03 mSv a 5 Sv. intervalo de resposta energética: 5 keV – 6 MeV. A Figura 5 demonstra como o sistema operacional desenvolvido pela empresa Mirion Technologies apresenta os valores de leitura de dose.

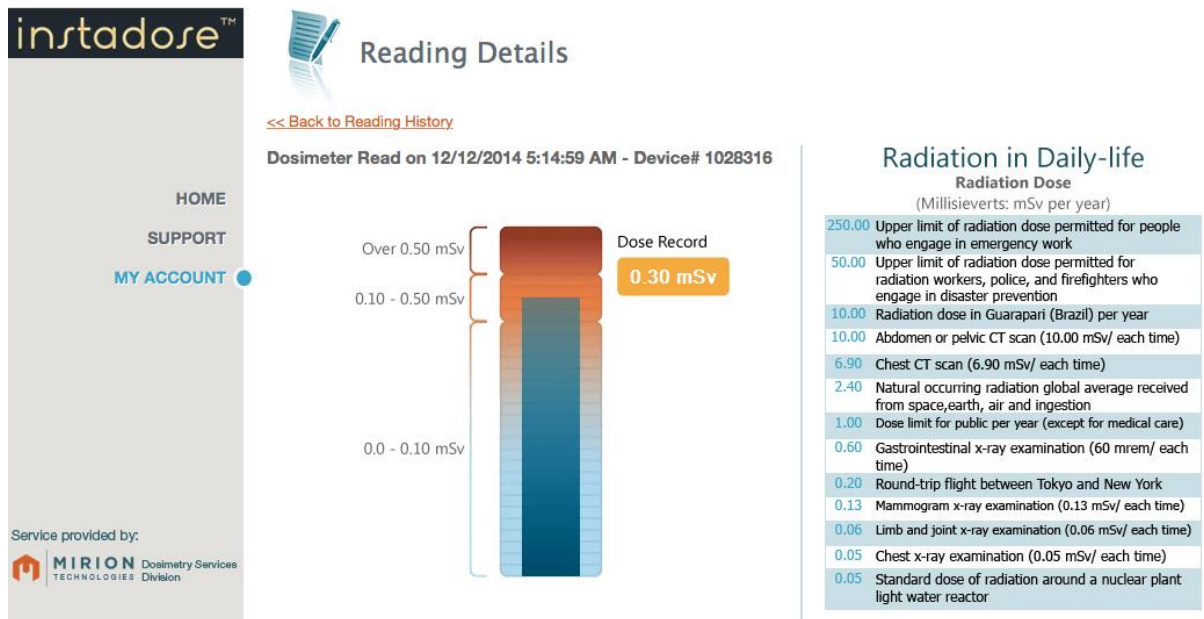


Figura 5: Tela da plataforma de leitura das doses registradas no dosímetro Instadose™

O sistema de dosimetria Instadose™ apresenta algumas vantagens relevantes no processo de leitura, apesar de não ser considerado dosímetro eletrônico, de leitura direta. Enquanto os dosímetros passivos precisam retornar a um processador central para análise, atrasando informações para o administrador e usuário, os profissionais que utilizam o dosímetro Instadose™ podem verificar a dose de radiação em qualquer momento a partir de qualquer computador com acesso à internet. Alguns testes realizados no Laboratório de Calibração Nuclear e da Agência Nuclear Belga deram algumas informações importantes sobre os recursos de detecção do dispositivo. A repetibilidade foi considerada muito boa e a precisão da medição aumenta com a dose registrada.

O desempenho do dosímetro Instadose 1 foi avaliado para uso em radiologia intervencionista e sua resposta foi satisfatória mediante os requisitos estabelecidos na norma 61526 da IEC.⁽⁴⁸⁾

4 METODOLOGIA

4.1 Aspectos Éticos

O estudo foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa da instituição estudada, e aprovado sob o número 360.894. Os participantes do estudo foram esclarecidos sobre a pesquisa e assinaram Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), de acordo com as exigências definidas na Resolução CNS 196/96, que normatiza a pesquisa envolvendo seres humanos no Brasil.

4.2 Local do Estudo

O estudo foi realizado no Setor de Hemodinâmica e Cardiologia Invasiva de um hospital universitário da Escola Paulista de Medicina da Universidade Federal de São Paulo–UNIFESP, localizado na cidade de São Paulo. Neste setor está em funcionamento uma sala radiológica na qual foram realizados em 2018 cerca de 2100 procedimentos de cateterismos e angioplastias em pacientes adultos.

4.3 Equipamento Radiológico

O equipamento radiológico no qual foram coletados os dados é um Sistema Cardiovascular Innova, da General Electric Company - GE, Massachusetts, USA, que dispõe do Revolution™ Detector Digital (detector digital de estado sólido). É composto por um gerador, um tubo de raios X e um detector plano com diâmetros de 30, 20, 16 e 12 cm, dispostos em oposição em um arco em forma de C, que pode girar 360° ao redor do paciente. A faixa de tensão de operação deste equipamento é de 40-125 kV, e corrente máxima de 1000 mA. A filtração equivalente total mínima é 3,5 mm Al para 70 kV. Os testes de controle de qualidade do equipamento são realizados conforme frequência estabelecida na legislação nacional vigente.⁽⁷⁾

O feixe de raios X é acionado pelo médico por meio de um pedal localizado próximo à mesa de exames, e a imagem é visualizada em tempo real por meio de

monitores dentro da sala. Para realização dos procedimentos foram utilizados dois modos de exposição à radiação, com diferentes valores de dose: modo fluoroscopia e modo cine. O modo fluoroscopia foi utilizado em cerca de 90% do tempo total do exame a uma taxa de 15 fps (quadros/s) durante a introdução do cateter para localização da região a ser estudada. O modo cine foi operado em menor tempo de aquisição e gravação. O número total de imagens provenientes das várias séries gravadas foi variável em função da complexidade do procedimento.

Os parâmetros dosimétricos ou indicadores de dose foram apresentados nos monitores existentes dentro da sala de exames e na sala de comando do equipamento, conforme Figura 6. São eles: a estimativa do kerma no ar acumulado (K_{ar} -mGy) e o produto kerma-área (PKA- μ Gy.cm²). São também apresentados em tempo real dados relativos às condições técnicas de operação do equipamento e o tempo total da exposição à radiação. Estes dados podem também ser obtidos por meio do software disponível na *workstation*. Além dos dados dosimétricos, a cada procedimento foram registrados os dados biométricos dos pacientes, bem como o número total de quadros gravados.

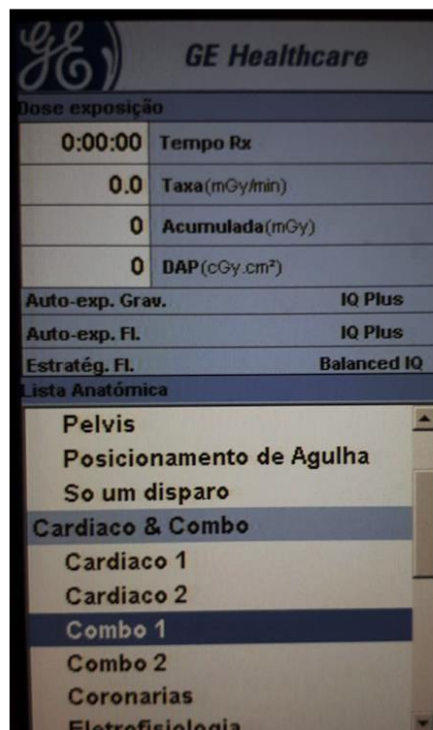


Figura 6: Registro de dados apresentados no monitor da sala de comando

4.4 Coleta de dados referente às doses ocupacionais após procedimentos

O estudo foi baseado na análise das doses ocupacionais dos médicos hemodinamicistas (operador principal) do Setor de Hemodinâmica e Cardiologia Intervencionista em procedimentos de cateterismo (CATE) e angioplastia (ATC). Foram avaliadas as doses equivalentes ocupacionais por meio da utilização de dois tipos de dosímetros: termoluminescentes (TLD-100) e Instadose™, de fabricação Mirion Technologies, que denominaremos a partir de agora, simplesmente TLD e Instadose. Tanto o fornecimento dos TLDs quanto a leitura dosimétrica foram possíveis graças à parceria com a Universidade Federal de Pernambuco-UFPE. Os TLDs foram fornecidos e calibrados no Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco (LMRI-DEN/UFPE). Um conjunto de TLD e Instadose foi calibrado simultaneamente com a qualidade de feixe de raios X radioproteção N-80, segundo ISO 4037, pelo método do campo de radiação conhecido. Os fatores de calibração foram aplicados a toda a amostra de dados. Os fatores de calibração para as medidas com TLD no tórax, extremidade (tornozelo) e região dos olhos foram respectivamente: 0,0502; 0,0467 e 0,0453. Os fatores de calibração para as medidas com Instadose no tórax, extremidade (tornozelo) e região dos olhos foram respectivamente: 1,508; 1,000 e 1,372.

Os dosímetros Instadose foram fornecidos pela empresa Konex - Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, SP, Brasil, atual representante da fabricante Mirion Technologies.

Foram selecionados os procedimentos eletivos ambulatoriais, realizados por seis médicos residentes atuando em forma de rodízio. Os dosímetros TI e Instadose foram fixados em diferentes regiões do corpo do cardiologista responsável pela condução do procedimento (operador principal), conforme apresenta a Figura 7.

Ao término de cada procedimento os dosímetros foram retirados do corpo do médico para leitura e registro dos valores de dose.

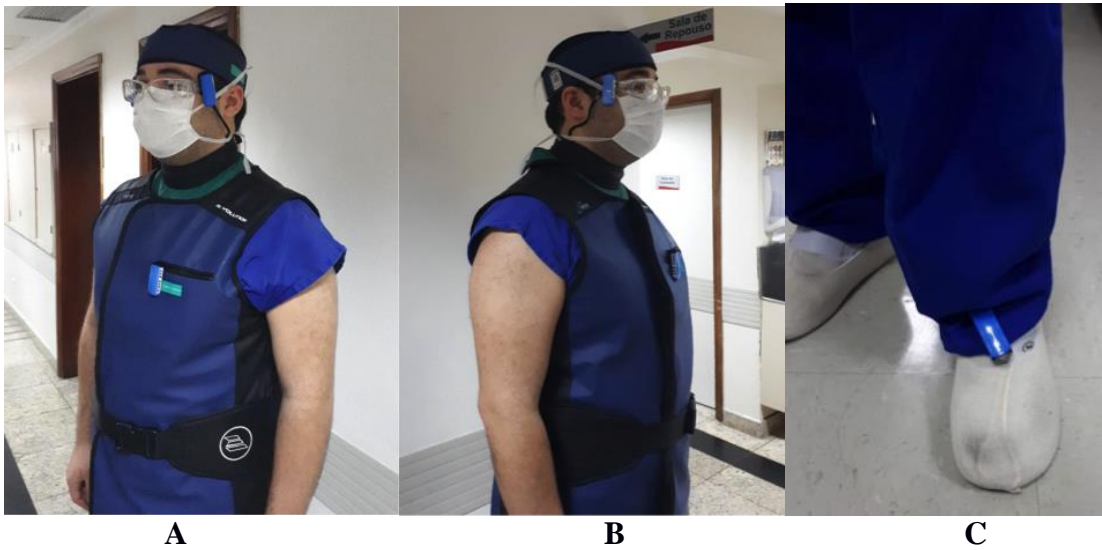


Figura 7: Dosímetros Instadose posicionados nos lados direito (A) e esquerdo (B) da região próxima ao cristalino, na região do tórax (A - sem proteção do avental plumbífero) e na região do tornozelo esquerdo (C-extremidade).

A cada procedimento foram também mantidos dosímetros na região central do *gantry* do equipamento com a finalidade de monitorar a radiação dispersa no ambiente durante os procedimentos, conforme Figura 8.



Figura 8: Dosímetro InstadoseTM posicionado na região central do gantry.

Os dispositivos de proteção utilizados pelos médicos durante os procedimentos foram: avental de chumbo e protetor de tireoide com espessuras equivalentes a 0,50 mm

de chumbo, óculos plumbíferos com espessura equivalente a 1,0 mm de chumbo, anteparo fixado na lateral da mesa com espessura equivalente a 0,5 mm de chumbo. Não foi utilizado o protetor suspenso, por não existir este acessório instalado, no período de coleta dos dados. A Figura 9 apresenta o equipamento radiológico e o dispositivo de proteção lateral existente.



Figura 9: Imagem do equipamento radiológico com a proteção lateral da mesa.

5 RESULTADOS

Foram avaliadas as doses ocupacionais em diferentes regiões do corpo do cardiologista intervencionista (médico operador do equipamento radiológico) durante a realização de 81 procedimentos, sendo que destes, 60% foram exames de cateterismo (CATE) e 40% de angioplastia (ATC). Entre os pacientes que realizaram CATE e ATC, 64,5% e 68,7% eram do sexo masculino, respectivamente.

A Tabela 1 apresenta a amostra de pacientes assistidos pela equipe de cardiologistas e a Tabela 2 apresenta características de idade e massa corpórea desses pacientes.

Tabela 1. Número de dados registrados a partir da realização de procedimentos de cateterismo (CATE) e angioplastia (ATC).

	Feminino	Masculino	Total
CATE	71	132	203
ATC	40	100	140
Total	111	232	343

Tabela 2 – Intervalos de idade e massa corpórea (IMC) dos pacientes submetidos aos procedimentos de cateterismo (CATE) e angioplastia (ATC).

	Feminino		Masculino	
	Intervalo Idade (anos)	Intervalo IMC (kg/m²)	Intervalo Idade (anos)	Intervalo IMC (kg/m²)
CATE	44 – 75	19,5 - 36,7	37 - 76	20,8 - 39,3
ATC	55 – 65	21,9 - 34,7	40 - 76	21,9 - 39,3

A Figura 10 apresenta a distribuição do índice de massa corpórea (IMC) dos pacientes assistidos, com idades variando de 37 a 76 anos (homens) e de 44 a 75 anos (mulheres).

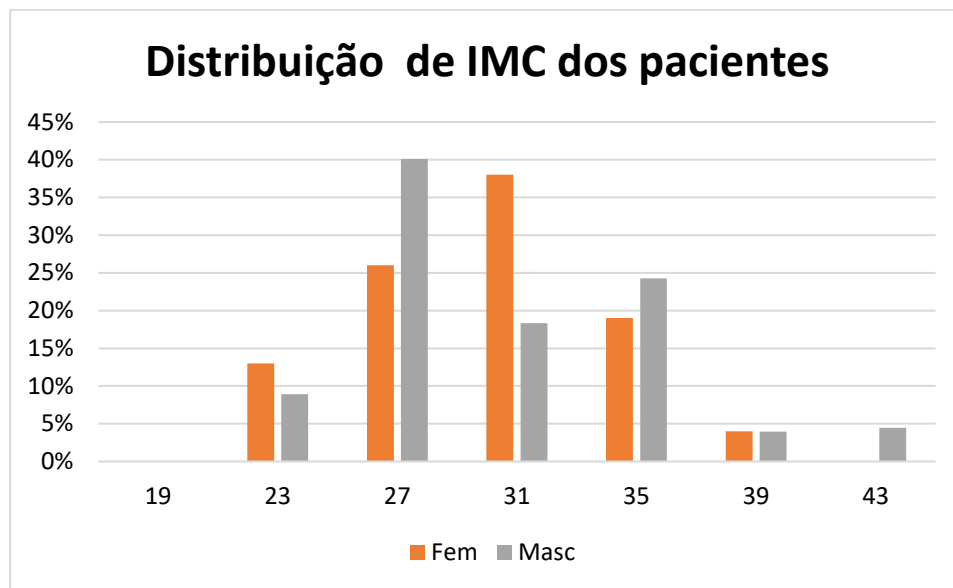


Figura 10: Distribuição do índice de massa corpórea (IMC) dos pacientes submetidos aos procedimentos intervencionistas (CATE e ATC).

Entre os dados dosimétricos coletados foram considerados para análise estatística e para representação dos dados somente aqueles que obtivemos leitura com valor significativo, de forma conjunta, nos dosímetros Instadose e TLD, isto é, quando obtivemos leitura abaixo do limiar de sensibilidade (RF) no dosímetro Instadose desconsideramos ambas as leituras simultâneas efetuadas nos dosímetros TLD e Instadose. A Tabela 3 mostra a frequência com que registramos valores abaixo do limiar de sensibilidade (RF) e a frequência dos dados que foram considerados como úteis para análise, de um total de 327 dados coletados.

Tabela 3. Número e frequência de dados referentes às medidas efetuadas com dosímetro Instadose.

	RF		Valores registrados	
	Número	Frequência (%)	Número	Frequência (%)
Olho Direito	57	44%	4	2%
Olho Esquerdo	30	23%	41	21%
Tórax	24	18%	40	20%
Extremidade Esquerda	18	14%	41	21%
Arco	1	1%	70	36%
Total	130		196	327

RF: Valores abaixo do limiar de sensibilidade

A Tabela 4 mostra o número de dados úteis registrados simultaneamente, com os dosímetros do tipo TLD e Instadose, nas diversas regiões avaliadas.

Tabela 4 - Número de medidas obtidas utilizando dosímetros Instadose e TLD de forma isolada e conjunta (Instadose + TLD).

	Instadose + TLD	Instadose	TLD
Olho Direito	4	4	64
Olho Esquerdo	41	41	74
Tórax	40	40	67
Extremidade Esq.	41	41	62
Arco	30	70	34
Total	156	196	301

Ao término de todos os procedimentos foram registrados os valores dos indicadores das doses às quais os pacientes foram submetidos, como o produto kerma-área (KAP) e kerma acumulado, bem como o tempo de exposição aos raios X e número de imagens gravadas. As Tabelas 5 e 6 apresentam estes dados. Do total de 121 procedimentos entre CATE e ATC, foi registrado dose acumulada entre 3 e 5 Gy para 12% dos casos e superior a 5 Gy em 2% dos pacientes, e com relação ao KAP foi obtido 2% entre 300 e 500 Gy cm² e 2% acima de 500 Gy cm².

Tabela 5 – Valores de tempo e kerma acumulado (mGy) nos procedimentos de angioplastia (ATC) e cateterismo (CATE)

	ATC	CATE
N (dados)	50	71
Kerma (min - máx)	237 – 6647	149 - 4465
Kerma - Mediana	2083	1039
Kerma - Terceiro Quartil	3349	1687
Intervalo tempo (mín - máx)	5 - 60 min	2 - 39 min
tempo médio	20 min	10 min

Tabela 6 - Valores do produto kerma área (KAP-cGy.cm2) e do número de imagens gravadas relativas aos procedimentos de angioplastia (ATC) e cateterismo (CATE)

	ATC		CATE	
	KAP	Imagens	KAP	Imagens
Mínimo	2296	251	1987	311
Máximo	90150	3562	99420	2188
Mediana	12729	1007	7749	691
Quartil 3	20496	1228	11745	837

As Figuras 11 a 15 apresentam os resultados gráficos para ambos dosímetros em forma de *box plot* contendo as seguintes informações: 1º quartil, mediana e 3º quartil para os procedimentos CATE e ATC nos seguintes pontos de medidas: olho direito, olho esquerdo, tórax, extremidade esquerda e região central do arco cirúrgico.

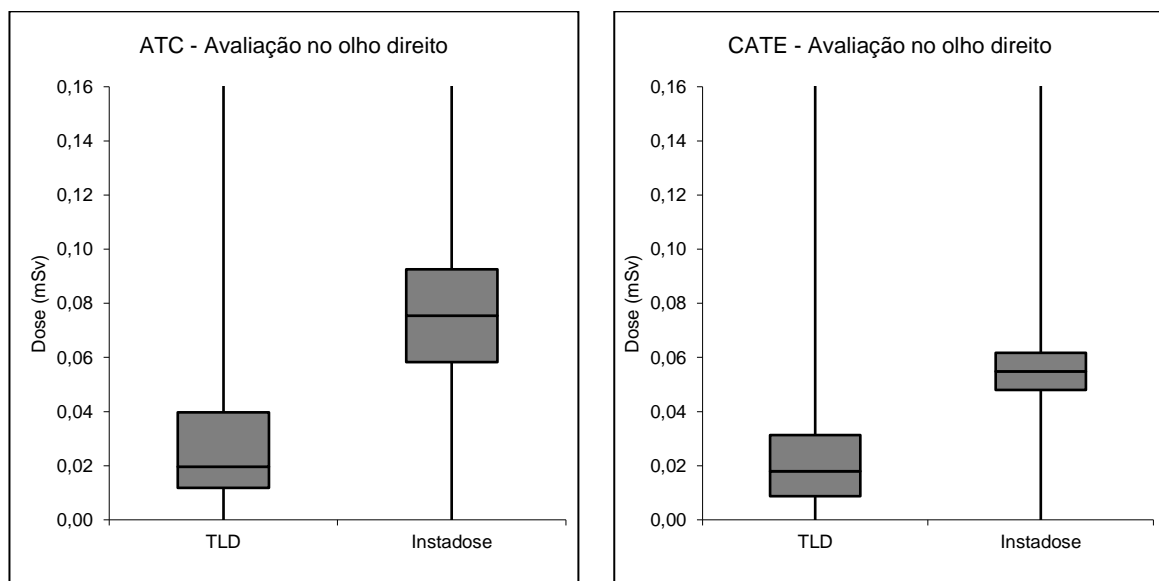


Figura 11: Comparação dos resultados obtidos com os dosímetros TLD e Instadose, para os procedimentos ATC e CATE no olho direito.

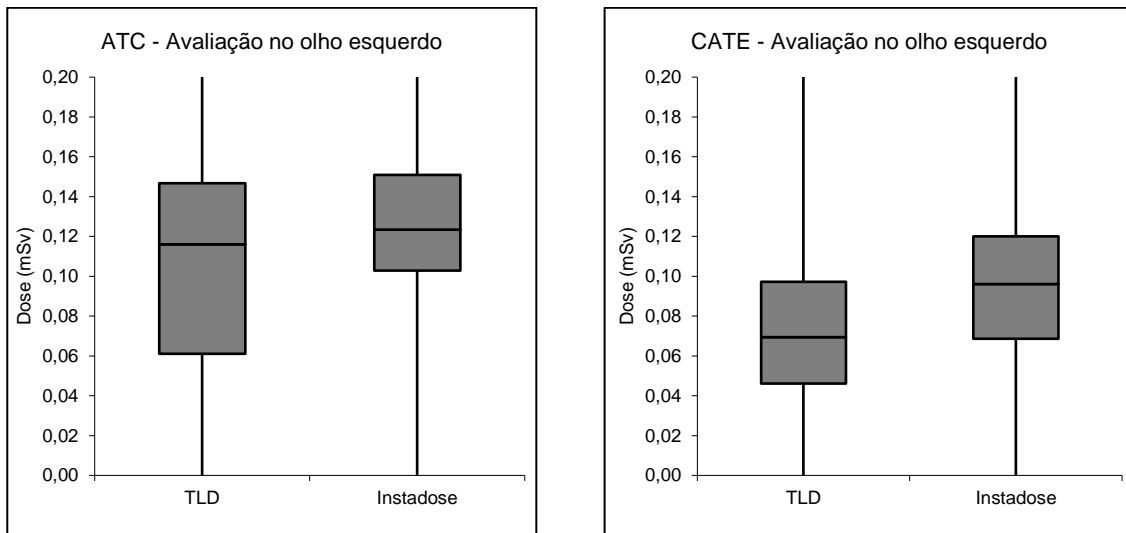


Figura 12: Comparação dos resultados obtidos com os dosímetros TLD e Instadose, para os procedimentos ATC e CATE no olho esquerdo.

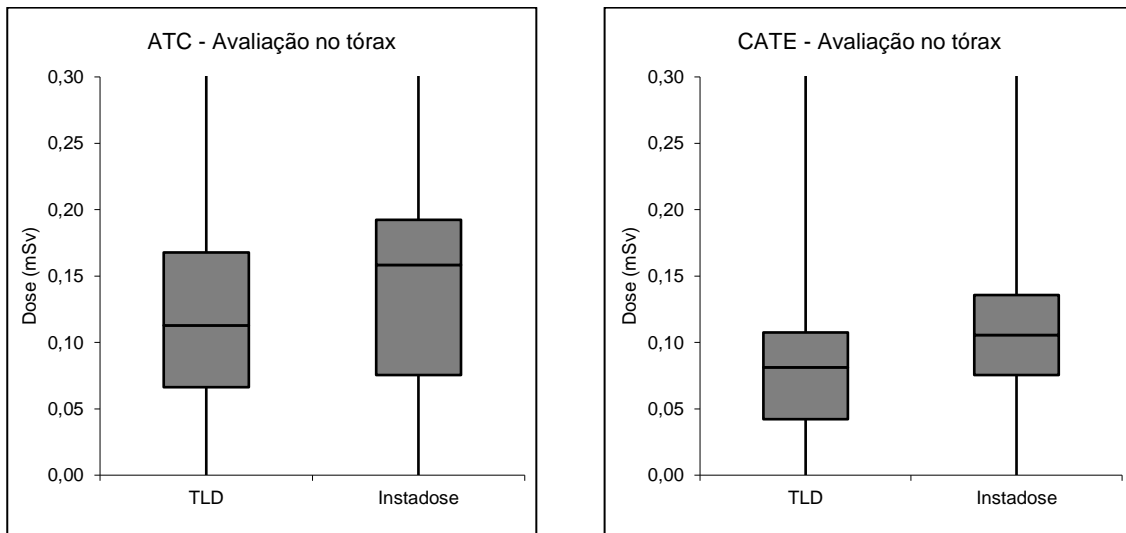


Figura 13: Comparação dos resultados obtidos com os dosímetros TLD e Instadose, para os procedimentos ATC e CATE no tórax.

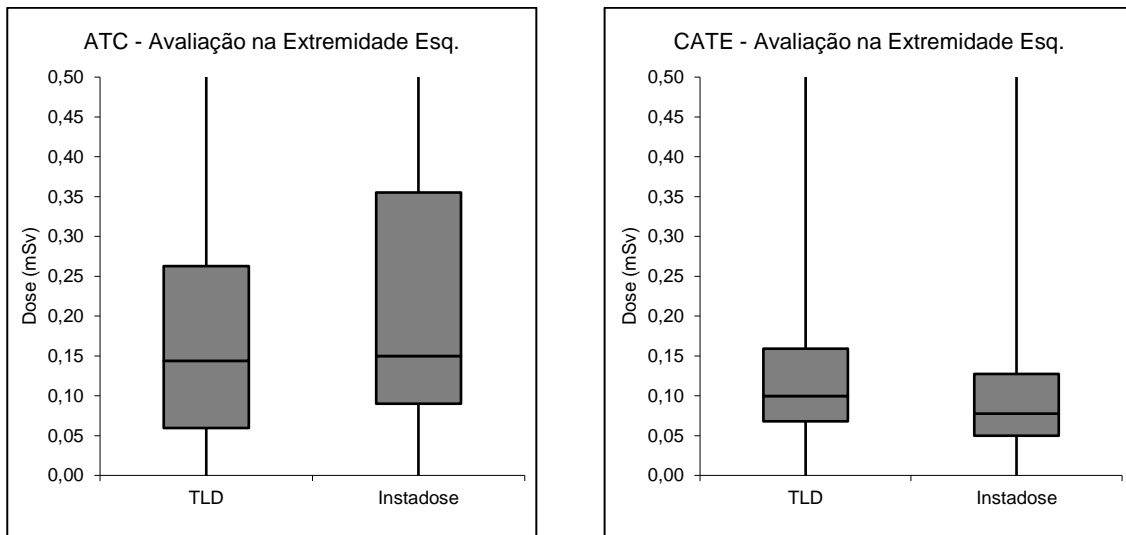


Figura 14: Comparação dos resultados obtidos com os dosímetros TLD e Instadose, para os procedimentos ATC e CATE na extremidade do lado esquerdo.

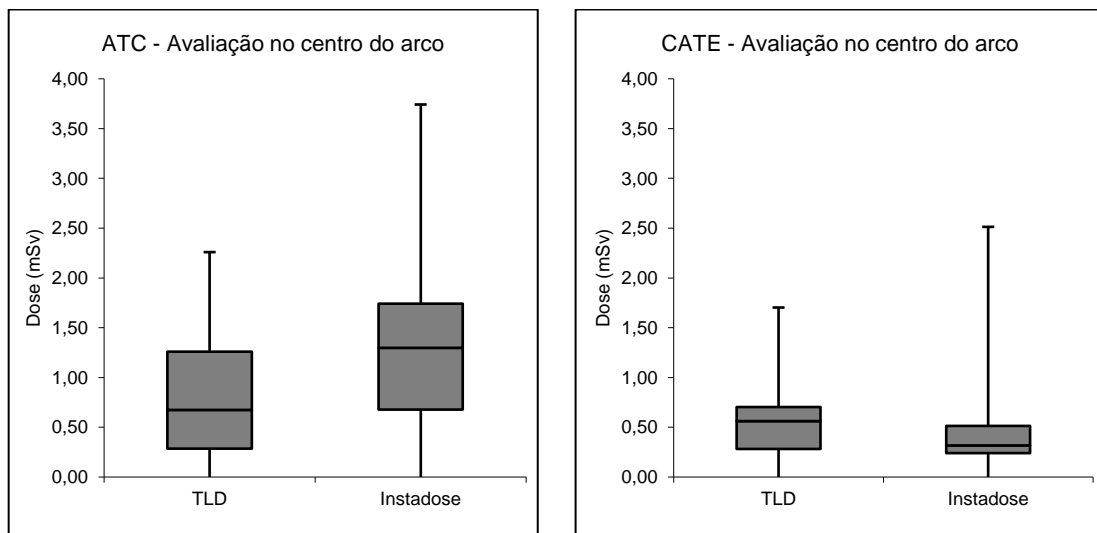


Figura 15: Comparação dos resultados obtidos com os dosímetros TLD e Instadose, para os procedimentos ATC e CATE no centro arco.

As Tabelas 7 e 8 complementam os resultados apresentados nas Figuras de 11 a 15, indicando o número de dados obtidos, valores médios e incertezas finais, mínimos e máximos. Para o cálculo da incerteza foi considerada a incerteza do tipo A (amostra estatística) e a do tipo B (sistemática residual - instrumental). Como resultado da análise das incertezas, observamos que apesar dos dosímetros estarem calibrados para incertezas de 10%, verificamos que até 80% de todas as medidas realizadas com TLD

apresentaram incertezas variando entre 5% e 20%. Já as medidas realizadas com o Instadose™ foram consideradas constantes em 18%.

Tabela 7. Resultados de dose equivalente (mSv) obtidos com o uso do dosímetro TL nos procedimentos CATE e ATC nas diferentes regiões avaliadas.

Exame	Região	N	mínimo	1º quartil	mediana	média	incerteza	CV	3º quartil	Máximo
ATC	Tórax	25	0,020	0,066	0,113	0,185	0,032	17%	0,168	0,976
ATC	Olho D	26	0,008	0,012	0,020	0,045	0,011	25%	0,040	0,413
ATC	Olho E	28	0,017	0,061	0,116	0,189	0,039	20%	0,147	1,649
ATC	Extr E	26	0,002	0,059	0,144	0,256	0,059	23%	0,263	1,151
ATC	Arco	15	0,01	0,29	0,67	1,03	0,15	14%	1,26	3,64
CATE	Tórax	42	0,012	0,042	0,081	0,082	0,014	17%	0,108	0,243
CATE	Olho D	38	0,0005	0,0087	0,0179	0,0234	0,0073	31%	0,0313	0,0818
CATE	Olho E	46	0,026	0,046	0,069	0,079	0,013	16%	0,097	0,169
CATE	Extr E	36	0,012	0,068	0,099	0,127	0,019	15%	0,159	0,350
CATE	Arco	19	0,256	0,283	0,563	0,640	0,081	13%	0,703	1,771

CV é o coeficiente de variação; Extr E: tornozelo esquerdo

Tabela 8 - Resultados de dose equivalente (mSv) obtidos com o uso do dosímetro Instadose nos procedimentos CATE e ATC nas diferentes regiões avaliadas.

Exame	Região	N	Mínimo	Quartil 1	Mediana	Média	Incerteza	CV	Quartil 3	Máximo
ATC	Tórax	16	0,045	0,075	0,158	0,182	0,039	22%	0,192	0,498
ATC	Olho D	2	0,041	0,058	0,075	0,075	0,015	19%	0,093	0,110
ATC	Olho E	15	0,041	0,103	0,123	0,147	0,032	21%	0,151	0,480
ATC	Extr E	15	0,040	0,090	0,150	0,257	0,063	24%	0,355	0,950
ATC	Arco	31	0,15	0,54	0,92	1,17	0,26	22%	1,61	3,71
CATE	Tórax	24	0,045	0,075	0,106	0,112	0,022	19%	0,136	0,287
CATE	Olho D	2	0,041	0,048	0,055	0,055	0,010	18%	0,062	0,069
CATE	Olho E	26	0,055	0,069	0,096	0,104	0,020	19%	0,120	0,206
CATE	Extr E	26	0,030	0,050	0,078	0,100	0,022	22%	0,128	0,310
CATE	Arco	39	0,05	0,28	0,44	0,53	0,11	21%	0,73	1,54

CV é o coeficiente de variação; Extr E: tornozelo esquerdo

Observamos que as medidas das doses ocupacionais seguem uma distribuição normal assimétrica à esquerda, que permite o cálculo de valores médios e desvio padrão, sendo assim considerada como paramétrica. Com base nesses resultados, foi realizado o teste t de Student, proposto por William Sealy Gosset, para as comparações entre os dois tipos de dosímetros para cada uma das regiões do corpo do médico, nos procedimentos de cateterismo (CATE) e angioplastia (ATC) de forma independente.

As Tabelas 9 e 10 apresentam os resultados estatísticos da comparação das doses ocupacionais registradas nos dosímetros TLD e Instadose para os procedimentos de cateterismo (CATE) e angioplastia (ATC).

Tabela 9 – Resultados do teste t de Student na comparação das doses ocupacionais registradas nos dosímetros TLD e Instadose para os procedimentos de angioplastia (ATC) nas diversas regiões avaliadas, para um valor de alpha igual a 0,001 e probabilidade de até 99,9% destas doses serem iguais ou diferentes.

ATC (TLD x Instadose)					
	n	GL	Limite	T	Resultado
Olho Esquerdo	41	40	3,551	3,601	Diferente
Tórax	39	30	3,646	0,246	Igual
Extremidade Esq.	39	30	3,646	-0,044	Igual
Arco	44	40	3,551	-1,821	Igual

Tabela 10 - Resultados do teste t de Student na comparação das doses ocupacionais registradas nos dosímetros TLD e Instadose para os procedimentos de cateterismo (CATE) nas diversas regiões avaliadas, para um valor de alpha igual a 0,001 e probabilidade de até 99,9% destas doses serem iguais ou diferentes.

CATE (TLD x Instadose)					
	n	GL	Limite	T	Resultado
Olho Esquerdo	70	60	3,460	-7,052	Diferente
Tórax	64	60	3,460	-6,562	Diferente
Extremidade Esq.	60	60	3,460	5,212	Diferente
Arco	56	40	3,551	3,669	Diferente

As Tabelas 11 e 12 apresentam os resultados estatísticos da comparação das doses ocupacionais registradas somente com o dosímetro TLD entre as regiões monitoradas durante os procedimentos de cateterismo (CATE) e angioplastia (ATC).

Tabela 11 – Resultados do teste t de Student na comparação das doses ocupacionais registradas no dosímetro TLD para os procedimentos de angioplastia (ATC) entre as regiões avaliadas, para um valor de alpha igual a 0,001 e probabilidade de até 99,9% destas doses serem iguais ou diferentes.

	ATC (TLD)			
	GL	Limite	T	Resultado
Olho Esq. x Olho Dir.	52	3,551	-18,292	Diferente
Olho Esq. x Tórax	51	3,551	0,474	Igual
Olho Esq. x Arco	41	3,551	28,587	Diferente
Extremidade x Tórax	49	3,551	5,372	Diferente

Tabela 12 - Resultados do teste t de Student na comparação das doses ocupacionais registradas no dosímetro TLD para os procedimentos de cateterismo (CATE) entre as regiões avaliadas, para um valor de alpha igual a 0,001 e probabilidade de até 99,9% destas doses serem iguais ou diferentes.

	CATE (TLD)			
	GL	Limite	T	Resultado
Olho Esq. x Olho Dir.	82	3,460	-23,818	Diferente
Olho Esq. x Tórax	86	3,460	-0,897	Igual
Olho Esq. x Arco	63	3,460	46,144	Diferente
Extremidade x Tórax	76	3,460	12,237	Diferente

As Tabelas 13 e 14 apresentam os resultados estatísticos da comparação das doses ocupacionais registradas somente com o dosímetro Instadose entre as regiões monitoradas durante os procedimentos de cateterismo (CATE) e angioplastia (ATC).

Tabela 13 - Resultados do teste t de Student na comparação das doses ocupacionais registradas no dosímetro Instadose para os procedimentos de angioplastia (ATC) entre as regiões avaliadas, para um valor de alpha igual a 0,001 e probabilidade de até 99,9% destas doses serem iguais ou diferentes.

ATC (Instadose)				
	GL	Limite	T	Resultado
Olho Esq. x Olho Dir.	15	4,073	-3,096	Igual
Olho Esq. x Tórax	29	3,660	-2,695	Igual
Olho Esq. x Arco	44	3,551	15,284	Diferente
Extremidade x Tórax	29	3,660	4,047	Diferente

Tabela 14 - Resultados do teste t de Student na comparação das doses ocupacionais registradas no dosímetro Instadose para os procedimentos de cateterismo (CATE) entre as regiões avaliadas, para um valor de alpha igual a 0,001 e probabilidade de até 99,9% destas doses serem iguais ou diferentes.

CATE (Instadose)				
	GL	Limite	T	Resultado
Olho Esq. x Olho Dir.	26	3,707	-3,415	Igual
Olho Esq. x Tórax	48	3,551	-1,345	Igual
Olho Esq. x Arco	63	3,460	-22,952	Diferente
Extremidade x Tórax	48	3,551	-2,02	Igual

A Tabela 15 apresenta os resultados da correlação de Pearson obtidos a partir da análise entre as doses ocupacionais registradas com o dosímetro TL na região do tórax e os valores de kerma, KAP e tempo registrados ao término dos procedimentos de cateterismo (CATE) e angioplastia (ATC).

Tabela 15 – Resultado da correlação de Pearson (R^2), entre os valores obtidos com dosímetro termoluminescente no tórax (TLD) e valores de kerma (mGy), KAP (cGy.cm²) e tempo (min:seg) nos procedimentos de cateterismo (CATE) e angioplastia (ATC).

	TLD x Kerma	TLD x KAP	TLD x tempo
ATC	0,448	0,637	0,460
CATE e ATC	0,399	0,598	0,460
CATE	0,319	0,363	0,067

A Figura 16 apresenta a correlação entre os valores de doses ocupacionais registrados com o dosímetro Instadose na região do tórax e as doses obtidas com o Instadose posicionado no centro do *gantry* considerando todos os procedimentos, isto é cateterismo (CATE) e angioplastia (ATC).

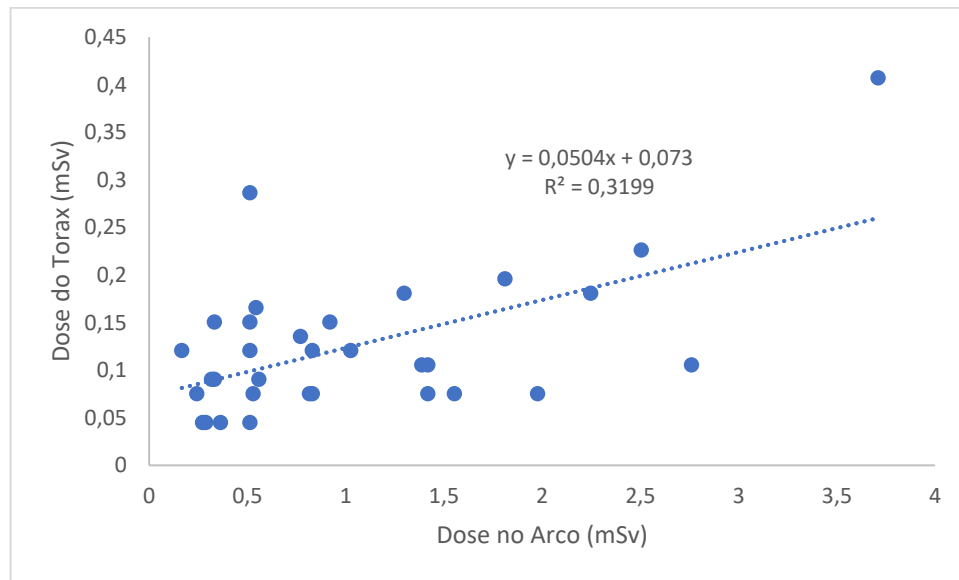


Figura 16: Correlação de Pearson (R^2) entre os valores de dose medidos utilizando dosímetro Instadose™ posicionado no tórax e no centro do arco do equipamento nos procedimentos de angioplastia (ATC) e cateterismo (CATE).

6 DISCUSSÃO

Os níveis de referência de dose são essenciais para o gerenciamento da qualidade, bem como para se estabelecer um processo de otimização das doses recebidas pelo paciente. Um estudo multicêntrico efetuado na França apresentou a estimativa dos níveis de referência de dose para pacientes submetidos a procedimentos de cateterismo e angioplastia.⁽⁴⁹⁾

Foram coletados cerca de 90000 procedimentos em 61 hospitais representados pelos seguintes dados: produto kerma-área, kerma acumulado, tempo de fluoroscopia e número de imagens (quadros/s ou fps). Os valores do 3º quartil foram consistentes com pacientes de tamanho padrão, conforme segue:

CATE: 36 Gy.cm²; 498 mGy; 6 min; 566 fps

ATC: 78 Gy.cm²; 1285 mGy, 15 min; 960 fps

Vale ressaltar que neste estudo o acesso da artéria radial foi efetuado em mais de 80% dos casos o que é geralmente associado com doses mais altas para o paciente quando comparado ao acesso femoral.⁽⁵⁰⁾

Segundo Cardoso e colaboradores (2014), a dose de kerma no ar acumulada e o produto kerma área médio, obtidos em estudo prospectivo de pacientes submetidos a procedimentos cardiológicos invasivos, entre 2011 e 2012, foram respectivamente: (549 ± 220)mGy e (29,05 ± 14,69)Gy.cm².⁽⁵¹⁾ Estes valores são comparáveis aos do estudo francês quando se trata de procedimentos de cateterismo.

Silva e colaboradores (2019), realizaram um estudo recente comparando os valores de KAP obtidos a partir de uma base de dados que representa mais da metade dos procedimentos cardíacos realizados em 21 instituições em Santa Catarina-Brasil, entre 2016 e 2017. Os resultados deste estudo demonstraram que os valores de KAP médio encontrados foram 47 Gy.cm² para mulheres e 61 Gy.cm² para homens, explicado possivelmente pelo índice de massa corpórea superior dos homens, que é um dos fatores que afetam a dose do paciente. O valor médio variou de 8,48 a 84 Gy.cm². Os autores observaram que 56% dos valores de 3º quartil estão abaixo dos sugeridos pela IAEA como níveis de referência para CATE (50 Gy.cm²) e ATC (125 Gy.cm²).^(52,53)

Em nosso estudo os valores do 3º quartil para KAP, dose acumulada, tempo e

imagens foram:

CATE: 117,45 Gy.cm²; 1687 mGy; 10 min; 837 imagens

ATC: 204,96 Gy.cm²; 3349 mGy, 20 min; 1228 imagens

Os valores referidos acima são superiores aos descritos na literatura mencionada, o que atribuímos ao fato de serem procedimentos realizados em hospital universitário no qual são realizados por médicos preceptores (residentes do primeiro e segundo ano) ainda em treinamento. Isto reforça a importância do treinamento sob os aspectos de proteção radiológica e revisão dos protocolos visando à otimização das doses e avanços na cultura de proteção radiológica.

Observamos que 12% dos procedimentos realizados em nosso estudo atingiram o Nível de Notificação e 2% o Nível de Dose Substancial, conforme classificação existente na publicação NCRP 168.⁽³⁹⁾ Esses dados reinteram a importância do registro das doses apresentadas no console do equipamento e de sua análise para fins de identificação dos pacientes com evidências de reações teciduais os quais deverão ser especialmente assistidos e orientados.

A avaliação das doses nas lentes dos olhos dos profissionais expostos é essencial para se estabelecer um método preferencial de monitoração para proteção efetiva deste órgão. A escolha de um dosímetro apropriado, seja passivo ou ativo, deve considerar que a avaliação da dose ocupacional não é uniforme e que pode ser influenciada por vários fatores incluindo o uso de dispositivos de proteção e o tipo de dosímetro. Cornacchia e colaboradores (2019) recomendam, para fins regulatórios, um dosímetro dedicado para monitoração dos olhos e uma melhor solução seria a utilização de um dosímetro ativo fornecendo a informação em tempo real. Ressaltam que educação e treinamento no uso apropriado dos dispositivos de proteção coletiva e pessoal são elementos essenciais para uma boa proteção e para obtenção de doses aceitáveis nas lentes dos olhos.⁽⁵⁴⁾

Em nosso estudo utilizamos um dosímetro não difundido em nosso meio, que pode ser utilizado como opção para a monitoração complementar de partes do corpo, como por exemplo regiões próximas aos olhos ou extremidades. Apresenta a facilidade de gerar o resultado ao término de um ou mais procedimentos sem que seja necessário um processo de leitura complexo. Para que pudéssemos avaliá-lo em ambiente clínico utilizamos como referência o dosímetro passivo do tipo termoluminescente (TLD100).

Outros autores comparam dosímetros passivos e ativos em resposta a procedimentos intervencionistas e encorajam o uso de dosímetros ativos como meio de otimizar a proteção e prevenir que os limites de dose sejam excedidos. Concluíram que uma diferença de 20 a 40% pode ser esperada.⁽⁵⁵⁾

Em nosso estudo, comparando os valores de terceiro quartil obtidos nas regiões avaliadas, à exceção da região próxima ao olho direito, obtivemos diferença percentual de 4 a 25% entre os dosímetros TLD e Instadose, para os procedimentos de cateterismo (doses médias mais baixas) e de 3 a 26% nos procedimentos de angioplastia (doses médias mais altas). Estes percentuais são comparáveis aos descritos na literatura.

Com base em nossos dados, obtivemos resultados de doses comparáveis nas regiões do tórax e extremidades entre os dosímetros TL e Instadose. Na região próxima aos olhos (direito e esquerdo), os resultados estatísticos demonstraram diferenças significativas. Com relação ao olho direito, as doses registradas foram em grande maioria abaixo do limiar de sensibilidade do dosímetro Instadose promovendo maior incerteza na análise na comparação com os TLDs. Para a região do olho esquerdo, observamos também resultados significativamente diferentes entre os Instadose e TLDs, que atribuímos às diferenças de resposta destes dosímetros às variações de ângulo de incidência da radiação devido à movimentação da cabeça do médico operador do equipamento.

Com base nos resultados da comparação obtidos na posição do tórax e extremidades, verificamos que as respostas destes dosímetros são comparáveis à medida que as doses se afastam dos limiares de detecção para o dosímetro Instadose.

A redução do limite de dose anual para a lente dos olhos dos indivíduos ocupacionalmente expostos à radiação levantou a discussão de como efetuar a dosimetria para este órgão. O método de monitoração tornou-se importante e objeto de vários estudos, demonstrando a preocupação de se efetuar uma dosimetria dedicada para controle das doses nas lentes dos olhos em hospitais. Além disso, novas recomendações foram efetuadas por órgãos internacionais de medidas introduzindo uma nova quantidade específica para dosimetria na lente dos olhos (Hp3) o que se tornou um desafio para os laboratórios de metrologia.⁽⁵⁶⁾

Não há um consenso ainda sobre em que local o dosímetro deve ser posicionado.

A IAEA propõe utilizar o dosímetro sobre o avental de chumbo para estimar as doses nos olhos.⁽⁵⁷⁾

Ginjaume e colaboradores (2019) estudaram como a estimativa da dose efetiva (medida do corpo todo) pode ser usada para obter a dose equivalente na lente dos olhos por meio de um dosímetro sobre o avental plumbífero. Foram estudados vários tipos de dosímetros ativos e passivos e comparados quanto à sua precisão quando utilizados para estimativa da dose nos olhos.⁽⁵⁵⁾

O interesse em particular no uso de um dosímetro de corpo total situada em uma região não protegida do corpo (região do tronco sem avental plumbífero ou tireoide sem colar plumbífero) tem aumentado desde a redução do limite ocupacional de dose na lente dos olhos para 20 mSv/ano. Apesar de não ser o método mais preciso, isto ocorre porque permite uma estimativa das doses e evita o desconforto de utilizar, na prática, um dosímetro próximo aos olhos.

Carinou e colaboradores (2015), em uma revisão da literatura científica, resumiram os fatores de correção para estimativa da dose na lente dos olhos em situações nas quais a dosimetria específica não é efetuada. A quantidade operacional recomendada para a monitoração dos olhos é $H_p(3)$. Relatam que há uma grande variação de dados explicada pelas incertezas associadas aos métodos simplificados de avaliação. Apresentam fatores para estimativa da dose na região dos olhos em cardiologia intervencionista por meio da dosimetria efetuada na tireoide sobre o colar protetor. Eles variam de 0,44 a 1,45. Estes resultados suportam a proposta de utilizar o fator 0,75 como indicador da magnitude da dose nos olhos em um dosímetro, sem proteção, posicionado na região da tireoide, tendo em mente as incertezas devido a variações de posicionamento do dosímetro. Concluem que quando se toma a decisão de efetuar monitoração na lente dos olhos como rotina, um dosímetro específico deve ser escolhido e posicionado bem próximo aos olhos e do lado do operador mais próximo ao tubo de raios X (em geral olho esquerdo). Fatores de correção devem ser aplicados quando algum tipo de proteção é utilizado. Reiteram a importância de utilizar óculos de proteção que podem reduzir de 8 a 10 vezes as doses, enquanto a proteção suspensa instalada no teto reduz de 3 a 11 vezes.⁽⁵⁸⁾

Em nosso estudo verificamos que a relação entre a dose, obtida como terceiro quartil, medida com o TLD próximo à lente dos olhos esquerdos e a dose medida

efetuada no tronco, sem proteção, apresentou variação de 10 e 12% e com relação ao Instadose essa variação foi de 12 a 22% devido às incertezas nas medidas, variação no posicionamento e movimentação da cabeça do médico operador.

Apesar do uso de um dosímetro colocado no tronco e na altura do protetor de tireoide, sobre a proteção fornecer uma estimativa útil sobre a exposição do cristalino, consideramos que em locais de alta demanda de exames onde as doses podem ser próximas ao limite, uma monitoração específica para o cristalino deva ser usada. Nesta situação um dosímetro deve ser escolhido e posicionado tão próximo dos olhos quanto possível e do lado mais próximo ao tubo de raios X, em geral olhos esquerdos.

Carinou e colaboradores (2015) afirmam que a dose de radiação nos olhos depende da orientação da cabeça do operador. No caso de se estimar as doses por meio do dosímetro posicionado no tronco ou na tireoide, sobre a proteção, fatores de correção devem ser aplicados de modo a considerar as incertezas.⁽⁵⁸⁾

Ginjaume e colaboradores (2019) estudaram como a estimativa da dose efetiva (medida do corpo todo) pode ser usada para obter a dose equivalente na lente dos olhos por meio de um dosímetro sobre o avental plumbífero. Foram estudados vários tipos de dosímetros ativos e passivos e comparados quanto à sua precisão quando utilizados para estimativa da dose nos olhos.⁽⁵⁵⁾

Antic e colaboradores (2013) propuseram-se a avaliar a dose nos olhos em termos de Hp(3) (~3mm de profundidade de tecido) para o staff em cardiologia intervencionista e correlacioná-la com índices de dose recebida pelo paciente em situações clínicas. O dosímetro foi fixado na parte externa dos óculos de forma que as doses foram avaliadas na ausência de proteção. A dose média medida próxima aos olhos na presença do protetor suspenso fixado no teto durante procedimentos CATE e ATC foi de $121 \mu\text{Sv} \pm 85$ (5,0 – 370) para o operador principal. Os resultados indicaram que o limite atual de dose para o cristalino pode ser alcançado em cerca de 160 procedimentos quando somente a tela suspensa protetora é utilizada como proteção dos olhos. Os autores defendem a importância de se utilizar dois dosímetros, um abaixo e outro sobre o avental na altura do protetor de tireoide, que é um conceito estabelecido pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica na publicação ICRP - Publicação 85.^(40,41) Referem que o uso de dosímetros adicionais é necessário para monitorar partes do corpo que não são

protegidas pelo avental plumbífero.

Em nosso estudo a monitoração da dose na extremidade esquerda (dosímetro posicionado no tornozelo esquerdo) mostrou-se útil ao demonstrar a importância de proteção coletiva fixada na lateral da mesa de exames. Sem a proteção obtivemos para ATC e CATE, respectivamente, os seguintes valores de terceiro quartil: 0,25 e 0,15 mSv/procedimento. Isto representa em média um limite de 2500 procedimentos anuais ou 50 procedimentos semanais para que se atinja o limite de dose para extremidade (500 mSv/ano). Com a proteção plumbífera na lateral da mesa, com comprimento adequado, pode-se considerar uma redução de dose de cerca de 10 vezes.

Sanchez e colegas (2014) utilizaram dosímetros eletrônicos e fotoestimulados para estimar a dose nos olhos usando detectores TLD como referência. Apresentaram resultados com diferenças de até +20 % versus TLD, considerada aceitável para o range de doses medidas. Obtiveram quase 700 μGy /procedimento para a lente do olho esquerdo, sem proteção, em caso de maior complexidade clínica. O valor médio por procedimento medido com TLD foi de 80 μSv . Os autores concluíram que com uma carga de trabalho de 400 procedimentos/ano o novo limite de 20 mSv/ano recomendado para os olhos pode ser excedido, se a proteção não for utilizada.⁽⁵⁹⁾

Os resultados de nosso estudo demonstram que sem a proteção obtivemos para os olhos esquerdos em ATC e CATE, respectivamente, os seguintes valores de terceiro quartil: 0,15 e 0,10 mSv/procedimento. Considerando estes valores como mais restritivos em termos de proteção radiológica quando comparados aos valores medianos, temos em média 120 μSv /procedimento. Com uma carga de trabalho acima de 160 procedimentos/ano o profissional excederia o novo limite de 20 mSv/ano recomendado para os olhos, caso não utilize proteção. Com o protetor suspenso o profissional poderia realizar um número dez vezes maior de procedimentos, sem exceder o limite de dose anual para o cristalino.

Vaño e colaboradores (2015) estimaram as doses do cristalino por meio de dosímetros pessoais ativos em laboratórios de cateterismo nas áreas de cardiologia intervencionista (IC), neuroradiologia intervencionista (IN) e radiologia intervencionista (IR) e investigaram as correlações entre as doses no cristalino para exposições ocupacionais e dos pacientes. Dosímetros eletrônicos ativos colocados sobre o avental

de chumbo foram utilizados em uma amostra de 204 procedimentos de IC, 274 de IN e 220 de IR (todos realizados no mesmo hospital universitário). Os valores das doses dos pacientes (produto da área do kerma) também foram registrados para avaliar as correlações com as doses ocupacionais. Os operadores usaram uma blindagem suspensa como proteção na maioria dos casos. Os valores da mediana e do terceiro quartil da dose equivalente $H_p(10)$ por procedimento medido sobre a placa para IC, IN e IR resultaram, respectivamente, em 21/67, 19/44 e 24/54 μSv . Os valores da dose do paciente (mediana / terceiro quartil) foram de 75/128, 83/176 e 61/159 Gycm^2 , respectivamente. As razões medianas dos dosímetros utilizados na mesa pelos operadores (protegidos pela tela suspensa fixada no teto) e as doses dos pacientes foram de 0,36; 0,21 e 0,46 $\mu\text{Sv.Gy}^{(-1).cm^{(-2)}}$, respectivamente. Com as doses estimadas a partir do dosímetro do tórax, os autores concluíram que seriam necessários cerca de 800 procedimentos por ano e por operador para atingir o novo limite de dose para as três especialidades intervencionistas.⁽⁶⁰⁾

Principi e colaboradores (2015) realizaram estudo com o objetivo de avaliar diferentes abordagens para se ter uma boa estimativa de dose na lente dos olhos em procedimentos de cardiologia intervencionista. Utilizaram dosímetros passivos tipo TLD e dosímetros eletrônicos. Verificaram por meio de simuladores que as doses no olho direito são cerca de 60 a 80% da dose no olho esquerdo. Concluíram que o dosímetro fixado no centro sobre o protetor de tireoide e/ou a esquerda, são pontos de avaliação recomendados porque fornecem melhor estimativa da dose ocular, caso não se utilize proteção dos olhos.⁽⁶¹⁾

Em nosso estudo os resultados obtidos mostraram que as doses medidas próximo à região do olho direito são cerca de 50% das doses medidas do lado esquerdo, considerando os dados de 3º quartil de ambos dosímetros. As doses medidas na região do tórax, sobre o avental plumbífero, são cerca de 18 % superiores as medidas na região do olho esquerdo, em procedimentos de ATC e CATE, considerando os dados de terceiro quartil de ambos dosímetros.

Podemos considerar, de forma conservadora, que para estimarmos as doses no olho esquerdo (OE) a partir do dosímetro fixado no tórax (sem proteção de avental plumbífero), vale a expressão: dose equivalente (região OE) = 0,85 dose equivalente

(tórax). Portanto, nosso estudo sugere um fator de conversão igual a 0,85.

Estudo recente sugere a integração de um novo tipo de dosímetro passivo na armação dos óculos como um novo conceito de proteção ocupacional.⁽⁶²⁾

Silva e colaboradores (2008) realizaram um estudo com a finalidade de avaliar a dose recebida por médicos em procedimentos de cateterismos e angioplastias. Foram avaliadas 30 angioplastias e 60 coronariografias, distribuídas em três salas de exames. Para avaliar as doses, os autores utilizaram dosímetros termoluminescentes do tipo TLD 100 (LiF:MgTi da Harshaw). Os dosímetros foram fixados com esparadrapos em sete pontos do corpo dos profissionais: dois no tórax (por cima e por baixo do avental), dois nas mãos (Punho da mão direita e punho da mão esquerda), um na testa, um no joelho e um no pescoço. O valor de dose equivalente na tireoide foi de 0,3 mSv com protetor e 2,9 mSv sem protetor. A dose de tórax por fora do avental foi de 2,4 mSv, e 0,24 mSv por dentro do avental. Os valores de dose para as mãos, olhos e joelhos variaram de acordo com a via de acesso (braquial ou femoral) e com o modo de fluoroscopia utilizado (pulsado ou contínuo). A média de dose no cristalino encontrada pelos autores foi de 0,35 mSv. Multiplicando-se esse resultado pela carga de trabalho dos profissionais é possível que seja ultrapassado o limite de dose anual.⁽⁶⁾

De forma resumida, considerando o novo limite de dose faz-se necessário um maior controle das doses ocupacionais por meio da avaliação das doses nas diferentes regiões do corpo com ênfase na região próxima a lente dos olhos.

Em procedimentos de cateterismo e angioplastia a correlação de Pearson obtida entre a dose medida no tórax (sem proteção do avental plumbífero) e os valores de KAP registrados ao término do exame foi de $R^2 \approx 0,6$, conforme apresentado na Tabela 15. Isto significa que temos aproximadamente $1 \mu\text{Sv}/\text{Gycm}^2$, considerando os valores de KAP para CATE e ATC iguais a $117,5 \text{ Gycm}^2$ e $204,9 \text{ Gycm}^2$, respectivamente. Já para as medidas da radiação espalhada no ambiente efetuadas com o dosímetro no centro do gantry ($n=32$), esta relação passa a ser de 6 a $6,8 \mu\text{Sv}/\text{Gycm}^2$. É esperado que este resultado, para medidas no arco, seja superior, considerando a distância dos pontos de medida ao isocentro. Vaño (2018) relata como sendo de cerca de $10 \mu\text{Sv}/\text{Gycm}^2$ a relação entre as medidas efetuadas no gantry e os valores de PKA registrados. Com um maior número de medidas seria possível avaliarmos com precisão esta relação. Vaño

considera que as medidas de radiação no ambiente efetuadas com dosímetro no gantry podem ser úteis para estimar a carga de trabalho e auditar as doses ocupacionais.⁽⁶³⁾

Ison e colaboradores (2019) diante do evidente crescimento da exposição à radiação na cardiologia intervencionista consideram prudente incorporar e priorizar o gerenciamento das doses no uso da tecnologia refinando e personalizando as práticas. Defendem ainda, para o gerenciamento das doses, investimentos em monitores de radiação em tempo real, atualização em sistemas de imagem, adoção de técnicas otimizadas e educação contínua do *staff*.⁽⁶⁴⁾

A associação entre exposição à radiação e a catarata induzida é conhecida há muito tempo. Em dezembro de 1948, cinco físicos com idade média de 31 anos receberam diagnósticos de catarata após a exposição à radiação. A relação dose-resposta foi ainda mais refinada por pesquisadores que estudam o aumento da incidência de catarata em sobreviventes de bombas atômicas. Tanto em Hiroshima quanto em Nagasaki, houve um aumento de catarata subcapsular posterior.⁽⁶⁵⁾

As opacidades das lentes oculares são induzidas por radiação e foram encontradas em cardiologistas intervencionistas e em enfermeiros suíços que ficam no interior da sala de exame durante a maior parte do tempo nos procedimentos intervencionistas. A maioria dos estudos até agora mostraram opacidade das lentes oculares em vez de catarata, mas os dados dos sobreviventes de uma bomba atômica indicam potencial para adquirir a catarata depois de vários anos de período latente. A Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) limites de dose reduzida para exposição ocupacional para os olhos de 150 mSv / ano para 20 mSv / ano, adotado pela AIEA e muitos países.⁽⁶⁶⁾

A avaliação de Jacob e colaboradores (2010) baseou-se no estudo O'ChrOC (Cataratas Ocupacionais e Opacidades das Lentes na Cardiologia Intervencionista). Trata-se de um estudo transversal que incluiu um total de 300 cardiologistas com pelo menos 40 anos de idade: um grupo de cardiologistas intervencionistas expostos e outro de cardiologistas não intervencionistas. Informações individuais, incluindo fatores de risco para catarata (idade, diabetes, miopia, etc.), foram coletadas durante uma entrevista por telefone. Uma seção específica do questionário para o grupo exposto enfocou a história ocupacional. Posteriormente, exames oftalmológicos para todos os participantes foram

realizados para detectar a catarata. Os autores ponderam que a cardiologia intervencionista, especialmente a eletrofisiologia, é um campo relativamente novo, e nenhum estudo epidemiológico completo e bem projetado examinou ainda os possíveis efeitos colaterais associados a essas práticas, como a catarata induzida por radiação. Dados preliminares demonstram a necessidade de mais investigações. As cataratas por radiação tendem a ocorrer mais cedo do que as chamadas cataratas senis. A catarata permanece assintomática por vários anos, de modo que, quando as opacidades da lente se tornam opticamente visíveis e prejudicam a função visual, podem ocorrer danos graves e irreversíveis.⁽¹²⁾

Bjelac e colaboradores (2010), examinaram a prevalência de opacidades de cristalino associadas à radiação entre cardiologistas intervencionistas e enfermeiros e correlacionaram com a exposição ocupacional à radiação. Eles encontraram nos resultados que a prevalência de opacidades de lentes posteriores associadas à radiação foi de 52% (29/56, 95% CI: 35-73) para cardiologistas intervencionistas, 45% (5/11, 95% CI: 15-100) para enfermeiros e 9% (2/22, IC 95%: 1-33) para os controles. Os riscos relativos de opacidade do cristalino foram de 5,7 (IC95%: 1,5-22) para cardiologistas intervencionistas e 5,0 (IC95%: 1,2-21) para enfermeiros. As doses oculares cumulativas estimadas variaram de 0,01 a 43 Gy, com valores médios e medianos de 3,4 e 1,0 Gy, respectivamente. Uma forte relação dose resposta foi encontrada entre a exposição ocupacional e a prevalência de alterações na lente posterior associadas à radiação.⁽⁶⁷⁾

As lentes dos olhos são tecidos muito radiosensíveis e a exposição à radiação pode causar a formação de catarata. A opacidade subcapsular posterior é a que está mais frequentemente associada a exposição à radiação. Vaño e colaboradores estimaram as doses de radiação e a prevalência de opacidade no cristalino em profissionais intervencionistas. Estimaram que a dose acumulada variou de 0,1 a 18,9 Sv, considerando a carga de trabalho anual e assumindo como valor inicial 0,5 mSv/procedimento, sem uso de proteção. Valor como $10 \text{ mSv}/(\text{Gy cm}^2)$ também foi relatado. Um importante achado do trabalho é o uso irregular do dosímetro para controle das doses ocupacionais. Somente 50% reportaram utilizar dosímetros pessoais e 30 % o fazem regularmente. Quando avaliaram em um contexto das recomendações internacionais verificou-se que há necessidade de uma melhora da educação em

proteção radiológica.⁽⁶⁸⁾

Em uma avaliação retrospectiva das doses cumulativas de lentes dos CIs inscritas no estudo O'CLOC para Cataratas Ocupacionais e Opacidades das Lentes na Cardiologia Intervencionista, Jacob e colaboradores (2013), consideraram informações sobre a carga de trabalho no laboratório de cateterismo, equipamento de proteção contra radiação, dose de lente ocular por procedimento e fatores de redução de dose associados a equipamentos de proteção ocular. Para os 129 CIs com idade média de 51 anos que haviam trabalhado por um período médio de 22 anos, a dose cumulativa estimada de lentes dos olhos variou de 25 mSv a mais de 1600 mSv; a média \pm DP foi de 423 \pm 359mSv. Os autores concluíram que, após vários anos de prática, sem proteção para os olhos, os CIs podem exceder o novo limite de dose ocular do ICRP apresentar um alto risco de desenvolver catarata precoce induzida por radiação.⁽⁶⁹⁾

Uma revisão sistemática sobre os potenciais efeitos da radiação produzidos a profissionais médicos foi efetuada. Parikh e colaboradores (2017) apresentam uma revisão da literatura referente a efeitos de longo prazo incluindo a catarata induzida pela radiação, mostrando que o período de latência é controverso entre os estudos. Concluíram pela base de dados científicos que os níveis de dose nas atividades dos radiologistas intervencionistas oferecem risco de desenvolvimento de catarata e recomendam a proteção ocular.⁽⁶⁵⁾

Elmaraezy e colaboradores (2017) publicaram uma revisão sistemática e meta-análise que se propunha a avaliar o risco de desenvolver a catarata radioinduzida em cardiologistas intervencionistas (CIs). Oito estudos envolvendo 2559 indivíduos (ICs expostos = 1224) foram incluídos. A opacidade da lente posterior foi significativamente maior nos CIs em relação ao grupo controle. Em contraste, não houve diferença significativa entre os dois grupos com relação a opacidade do tipo cortical e opacidade nuclear.⁽⁷⁰⁾

Um estudo recente efetuado no Brasil permitiu detectar a existência de opacidade precoce do cristalino na amostra de cardiologistas intervencionistas, corroborando com a literatura que demonstra o potencial de danos oculares desses profissionais devido à exposição ocupacional à radiação. Neste estudo apenas 40% dos voluntários do grupo ocupacionalmente exposto à radiação relataram utilizar de forma rotineira os óculos

plumbíferos. Foram avaliados 112 voluntários (G1) com média de idade 44,95 ($\pm 10,23$) anos e 88 voluntários (G2) com média de 48,07 ($\pm 12,18$) anos. Desses, 75,2% (G1) e 85,2% (G2) eram médicos cardiologistas. A análise estatística entre os grupos G1 e G2 mostrou uma prevalência da catarata no grupo G1 de 33% comparada ao G2 de 16% ($p = 0,0058$), sendo a catarata subcapsular posterior presente em 13% no G1 e 2% no G2 ($p = 0,0081$). Considerando apenas os médicos, 38% no G1 e 15% no G2 ($p = 0,0011$) apresentaram catarata, sendo a subcapsular posterior 13% e 3% ($p = 0,0176$), respectivamente.⁽⁷¹⁾

No estudo francês O'CLOC study (*Occupational Cataracts and Lens Opacities in Interventional Cardiology*), Jacob e colaboradores (2013) encontraram uma prevalência de 17% de opacidade do tipo SCP nos cardiologistas expostos à radiação e de 5% no grupo controle, dados encontrados semelhantes ao do estudo brasileiro.⁽⁶⁹⁾

7 CONCLUSÕES

O uso de dosímetros não passivos já é uma realidade na prática da avaliação de parâmetros importantes como a dose equivalente ocupacional. Nesse estudo foi possível demonstrar a viabilidade do uso do dosímetro Instadose™ com eficiência equivalente aos tradicionais TLD-100 para estimar a dose recebida na região dos olhos e em diferentes regiões do corpo do médico cardiologista. No entanto, em alguns procedimentos, o dosímetro Instadose™ deixou de registrar valores equivalentes aos apresentados pelo TLD na condição de valores próximos ao seu limiar de dose. O uso do dosímetro Instadose™ pode ser útil como avaliação complementar no monitoramento das doses ocupacionais, para regiões do corpo como olho esquerdo e extremidades, bem como no controle do número de procedimentos de modo a garantir o menor risco ocupacional.

Em termos de doses registradas com ambos dosímetros, as regiões mais expostas tanto em procedimentos de CATE, quanto de ATC, foram sucessivamente: (1º) extremidade (tornozelo esquerdo); (2º) tórax; (3º) olho esquerdo e por último o (4º) olho direito. Um ponto a destacar é que a dose detectada na região do olho esquerdo é sistematicamente superior à do olho direito. Nos procedimentos terapêuticos (ATC), as doses ocupacionais são metodicamente superiores quando comparadas as registradas em relação aos de diagnóstico (CATE).

O dosímetro Instadose™ posicionado sobre o avental plumbífero, na região do tórax pode ser útil na estimativa da dose na região do olho esquerdo e, portanto, decisivo na indicação de se efetuar ou não uma monitoração de rotina nessa região. Sendo assim, reitera-se a importância de um efetivo controle das doses ocupacionais na região do tórax (dosímetro posicionado por fora do avental plumbífero).

Com relação aos parâmetros dosimétricos apresentados no monitor e as doses ocupacionais registradas com o TLD na região do tórax, podemos concluir que possuem uma boa correlação somente para o produto kerma-área (KAP) e uma baixa correlação com os demais: valores de kerma acumulado e tempo de exposição. Isto demonstra a importância do registro do produto kerma-área como mais um parâmetro indicativo da dose ocupacional acumulada nessa região.

Concluimos ainda que para verificar a relação entre o nível de radiação do

ambiente (dosímetro fixado no centro do *gantry* do equipamento) e sua contribuição para a estimativa das doses ocupacionais faz-se necessário uma maior aquisição de dados. Com os dados obtidos não foi possível estabelecer estatisticamente uma relação entre as doses registradas no centro do gantry com as doses ocupacionais registradas na região do tórax do cardiologista.

8 REFERÊNCIAS

- (1) Medeiros RF, Leite RS, Cardoso CO, Quadros AS, Risso LF, Gottschall CAM. Exposição à radiação ionizante na sala de hemodinâmica. Rev. Bras. Cardiol. Invasiva. v. 18 n.3, p. 316-20, 2010.
- (2) Carnevale FC. Tratado de radiologia intervencionista e cirurgia endovascular. Thieme Revinter, 2006.
- (3) Souza E, Soares JPM. Correlações técnicas e ocupacionais da radiologia intervencionista. J Vasc Bras, v.7, n.4, 2008.
- (4) Canevaro L. Aspectos físicos e técnicos da radiologia intervencionista. Revista Brasileira de Física Médica; v.3, n.1, p.101-15, 2009.
- (5) International Commission on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Publication 60, Oxford, 1991.
- (6) United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, UNSCEAR 2000 Report Vol. I, Sources and Effects of Ionizing Radiation, 2001.
- (7) Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância Sanitária. Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico. Portaria 453 de 01-06-1998. Publicado no DOU de 02-06-1998.
- (8) Silva LP, Maurício CLP, Canevaro LV, Oliveira OS. Avaliação da exposição dos médicos à radiação em procedimentos hemodinâmicos intervencionistas. Radiol Bras. v.41, n.5, 2008.
- (9) Scremin SCG, Schelin HR, Tilly Jr JG. Avaliação da exposição ocupacional em procedimentos intervencionistas. Radiologia Brasileira. v.39, n.2, p.123-126, 2006.
- (10) Vaño E, Gonzales L, Fernandez JM, Haskal ZJ. Eyes lens exposure to radiation in interventional suites: caution is warranted. Radiology, v.248, p.945-953, 2008.
- (11) Comissão Nacional De Energia Nuclear– Diretrizes Básicas de Radioproteção. CNEN-NE-3.01. CNEN, Rio de Janeiro, 1998.
- (12) Jacob S, Michel M, Spaulding C, Boveda S, Bar O, Brézin AP. Occupational cataracts and lens opacities in interventional cardiology (O'CLOC study): are X-Rays involved? BMC Public Health. v.10, p.537, 2010. Disponível em: <http://www.biomedcentral.com/1471-2458/10/537>

- (13) Thornton RH, Dauer LT, Altamirano JP, Alvarado KJ, St Germain J, Solomon SB. Comparing Strategies for Operator Eye Protection in the Interventional Radiology Suite. *J Vasc Interv Radiol*. v.21, p.1703–1707, 2010.
- (14) International Commission on Radiological Protection. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Publication 103, Oxford, 2007.
- (15) Lopes, A. C. Diagnóstico e Tratamento. V. 1, 1ª Ed, Manole Ltda; 2003, p. 98, 211.
- (16) Braunwald, Tratado de Doenças Cardiovasculares. Volume 1, 8ª Ed. São Paulo: Editora: Elsevier. 2010. p. 479.
- (17) Stefanini E, Kasinski N, Carvalho AC. Guia de Medicina Ambulatorial e Hospitalar de Cardiologia. São Paulo. 1ª Ed. 2004. p. 558.
- (18) International Atomic Energy Agency - IAEA – Disponível em: <https://www.iaea.org/resources/rpop/health-professionals/interventional-procedures> Acesso em: 09/08/2018.
- (19) National Council on Radiation Protection and Measurements. Implementation of the principles of as low as reasonably achievable (ALARA) for medical and dental personnel. NCRP Report N.107, 1990.
- (20) International Commission on Radiological Protection. Radiological protection and safety in medicine. Publication 73, Pergammon Press, 1996.
- (21) International Commission on Radiation Units and Measurements. Fundamental quantities and units in radiation protection dosimetry. ICRU Report 60. Bethesda, Maryland; 1993.
- (22) International Commission on Radiation Units and Measurements. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy. ICRU Report 71. Bethesda, Maryland; 2004.
- (23) Tahuata L, Salati IPA, Prinzio RDi; Prinzio ARDi. Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos, IRD/CNEN, Rio de Janeiro, 2003.
- (24) Silva JV, Ferreira BFA, Pinto HSR. Princípios da Oftalmologia - Anátomo-Histologia Funcional do Olho. Disponível em: http://www.ligadeoftalmo.ufc.br/arquivos/ed_-_principios_-_anatomo-histologia_funcional_do_olho.pdf - Acesso em: 03/12/2018.
- (25) Spyratou E, John A, Kalliopi P, Bacharis C, Makropoulou M, Serafetinides A, Efsthopoulos E. Investigating the Effect of Ionizing Radiation on Intraocular Lenses at Clinical Doses. *Insights Med Phys*. v. 2, n. 2, p.6. 2017.
- (26) Centurion V, Figueiredo CG, Carvalho D, Trindade F, Rezende F, Almeida HG. Catarata: Diagnóstico e Tratamento. Associação Médica Brasileira e Conselho Federal de

Medicina. Projeto Diretrizes. Conselho Brasileiro de Oftalmologia. 30 de março de 2003. SOCIEDADE BRASILEIRA DE OFTALMOLOGIA. Disponível em; <http://www.sboportal.org.br/default.aspx> Acesso em: 08/08/2018.

(27) Madan M, Vaño E, Ciraj-Bjelac O, Kleiman NJ. Radiation and cataract. Radiation Protection Dosimetry. v.147, n.1-2, p.300–304, 201. Disponível em: <https://doi.org/10.1093/rpd/ncr299>

(28) Yuan MK, Tsai DC, Chang SC, Yuan MC, Chang SJ, Chen HW. The risk of cataract associated with repeated head and neck CT studies: A nationwide population-based study. American Journal of Roentgenology.v.201, p.626-630, 2013. Disponível em: <https://www.ajronline.org/doi/10.2214/AJR.12.9652>. Acesso em: 05/08/2018.

(29) International Commission on Radiological Protection. Statement on Tissue Reactions / Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs – Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context. Publication 118, Pergammon Press, 2012.

(30) Legues, F.A.L. (2016) - Nível de radiação na altura do cristalino em cardiologia intervencionista [tese]. Minas Gerais, 2016. Disponível em: https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/47/126/47126873.pdf Acesso em: 03/12/2018.

(31) IRPA (2017) IRPA International Radiation Protection Association - Guidance On Implementation Of Eye Dose Monitoring And Eye Protection Of Workers. Disponível em: <http://www.irpa.net/page.asp?id=54696> Acesso em: 03/12/2018. After the revision the document was approved by the IRPA Executive Council on 31 January 2017.

(32) Kumar M, Singh SK, Gaonkar UP, Sharma SD, Ratna P, Koul DK. Measurement of dose reduction factors for X-rays and its relevance in eye lens monitoring applications. Radiation Protection and Environment. n.40, p.142-148, 2018.

(33) Bushong SC. Ciência radiológica para tecnólogos. 9ª ed. Rio de Janeiro, RJ: Elsevier; 2010.

(34) Kendrick, LE. Radiografia para traumatismo, móvel e cirúrgica. In: Bontrager, KL, Lampignano, JP. Tratado de posicionamento radiográfico e anatomia associada. 8. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2015. cap. 15, p. 563-618.

(35) International Atomic Energy Agency. International basic safety standards for protection against ionizing radiation and for safety of radiation sources. Safety Series 115, 1996.

(36) Brasil. Ministério do Trabalho e Emprego. NR 32 – Segurança e Saúde no Trabalho em Serviços de Saúde. 32.4.15.8 Equipamentos de Fluoroscopia. [Internet]. Disponível em: <http://www.trabalho.gov.br/images/Documentos/SST/NR/NR32.pdf> Acesso em: 12 de junho de 2019.

- (37) Leyton F, Canevaro L, Dourado A, Castello H, Bacelar A, Navarro MT, Vaño E. Riscos da Radiação X e a Importância da Proteção Radiológica na Cardiologia Intervencionista: Uma Revisão Sistemática. *Revista Brasileira Cardiologia Invasiva*, São Paulo, v.22, n.1, p.87-98, 2014.
- (38) Mahesh M, National Council on Radiation P, Measurements. NCRP 168: its significance to fluoroscopically guided interventional procedures. *J Am Coll Radiol*. v.1, n.7, p. 551-2, 2013.
- (39) National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP): Radiation Dose Management for Fluoroscopically-Guided Interventional Medical Procedures – NCRP Report n.168, 2010.
- (40) Antic V, Ciraj-Bjelac O, Rehani M, Aleksandric S, Arandjic D, Ostojic M. Eye lens dosimetry in interventional cardiology: results of staff dose measurements and link to patient dose levels. *Radiation Protection Dosimetry*, v.154, n.1, p. 276-284, 2013.
- (41) International Commission on Radiological Protection. Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures. ICRP Publication 85, Pergammon Press, 2001.
- (42) Comissão Nacional De Energia Nuclear. Diretrizes Básicas de Radioproteção. CNEN-NE-3.01, Posição Regulatória 3.01/002. CNEN, Rio de Janeiro, 2011.
- (43) Comissão Nacional De Energia Nuclear. Diretrizes Básicas de Radioproteção. CNEN-NE-3.01, Posição Regulatória 3.01/005. CNEN, Rio de Janeiro, 2011.
- (44) Alonso TC. Investigação das doses ocupacionais da equipe médica em procedimentos hemodinâmicos [dissertação]. Escola de Engenharia, UFMG, 2005.
- (45) Carapinha MJFR. Exposição de profissionais de saúde a radiações ionizantes. [dissertação] Lisboa: Universidade Nova de Lisboa, 2009.
- (46) Pereira MNP. Optimização de um sistema de dosimetria individual para monitorização de extremidades [dissertação]. Lisboa: Faculdade de Lisboa. Departamento de Física, 2009.
- (47) Guimaraes MC, Silva TA. Caracterização de feixes de raios x pulsados para testes de desempenho de dosímetros eletrônicos. IX Latin American IRPA Regional Congress on Radiation Protection and Safety.
- (48) Chiriotti S, Ginjaume M, Vañó E, Sanchez R, Fernandez JM, Duch, MA, Sempau J. Performance of several active personal dosimeters in interventional radiology and cardiology. *Radiation Measurements*, v. 46, p. 1266-1270, 2011.
- (49) Georges JL, Belle L, Etard C, Azowa JB, Albert F, Pansieri M. Radiation doses to patients in interventional coronary procedures—estimation of updated national reference levels by dose audit. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 175, n. 1, p. 17–25. 2017.

- (50) Park EY, Shroff AR, Crisco LV, Vidovich MI. A review of radiation exposures associated with radial cardiac catheterisation. *Euro Intervention*, n.9, p.745–753, 2013.
- (51) Cardoso CO, Moraes CV, Teixeira JVS, Fischer LS, Broetto GG, Silva BS. Pattern of Radiation Exposure in Healthcare Professionals During Coronary Angiography. *Rev. Bras. Cardiol. Invasiva*. v.22, n.4, p.320- 323, 2014.
- (52) Silva DA, Maia AF, Machado R, Freitas VLMS. Patient doses in cardiac catheterisation in Santa Catarina, Brazil. *Radiation Physics and Chemistry*, 2019. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2019.03.012>
- (53) International Atomic Energy Agency. Establishing guidance levels in X ray guided medical interventional procedures: a pilot study. *Safety Reports Series n. 59*. 2009. Disponível em: https://wwwpub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/pub1346_web.pdf>
- (54) Cornacchia S, Enrico R, La Tegola L, Maldera A, Simeone G, Fusco V, Niccoli-Asabella A, Rubini G, Guglielmi G. The new lens dose limit: implication for occupational radiation protection. *Radiol Med*. v.124, n.8, p. 728-735, 2019. doi: 10.1007/s11547-019-01027-7.
- (55) Ginjaume M, Carinou E, Brodecki M, Clairand I, Domienick-Andrzejewska J, Exner L, Ferrari P, Jovanovick Z, Krstic D, Principi S. Effect of the radiation protective apron on the response of active and passive personal dosimeters used in interventional radiology and cardiology. *J. Radiol. Prot.* p. 97–112, 2019.
- (56) Nowak M, Sans-Merce M, Lemesre C, Elmiger R, Damet J. Eye lens monitoring programme for medical staff involved in fluoroscopy guided interventional procedures in Switzerland. *Physica Medica*, v.57, p.33-40, 2019.
- (57) International Atomic Energy Agency. Implications for Occupational Radiation Protection of the New Dose Limit for the Lens of the Eye. IAEA-TECDOC No. 1731, Vienna, 2013.
- (58) Carinou E, Ferrari P, Bjelac OC, Ginjaume M, Merce MS, O'Connor U. Eye lens monitoring for interventional radiology personnel: dosimeters, calibration and practical aspects of $H_p(3)$ monitoring. A 2015 review. *J. Radiol. Prot.* v.35, n.3, p.17–R34, 2015.
- (59) Sanchez, RM, Vaño, E, Fernandez, JM, Ginjaume, M, Duch, MA. Measurements of eye lens doses in interventional cardiology using OSL and electronic dosimeters. *Radiat Prot Dosimetry*.v.162, n.4, p.569-76, 2014.
- (60) Vaño E, Sanchez RM, Fernandez JM. Estimation of staff lens doses during interventional procedures. Comparing cardiology, neuroradiology and interventional radiology. *Radiation Protection Dosimetry*, v.165, n. 1–4, p. 279 –283, 2015 doi:10.1093/rpd/ncv049

- (61) Principi S, Ginjaume M, Duch MA, Sánchez RM, Fernández JM, Vano E. Influence of dosimeter position for the assessment of eye lens dose during interventional cardiology. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 164, n. 1–2, p. 79–83, 2015.
- (62) Hoedlmoser H, Greiter M, Bandalo V, Mende E, Bronner J, Kleinau P, et al. New eye lens dosimeters for integration in radiation protection glasses. *Radiation Measurements*. v.125, p. 106-115, 2019.
- (63) Vaño E, Sanchez RM, Fernandez JM. Strategies to optimize occupational radiation protection in interventional cardiology using simultaneous registration of patient and staff doses. *J. Radiol. Prot.* v.38, p. 1077-1088, 2018.
- (64) Ison GR, Allahwala U, Weaver JC. Radiation Management in Coronary Angiography: Percutaneous Coronary Intervention for Chronic Total Occlusion at the Frontier. *Heart, Lung and Circulation*, v. 28, n.10, p. 1452-1453, 2019.
- (65) Parikh, JR, et al. Potential Radiation-Related Effects on Radiologists. *American Journal of Roentgenology*. v.208, n.3, p. 595-602, 2017.
- (66) Madan, MR. Is cataract a real risk to those working in interventional suites? Radiology Department, Harvard Medical School and Massachusetts General Hospital, Boston and Duke University Medical Centre, Durham, NC. IAEA Free Webinar. 4 February 2016. Disponível em: https://www.iaea.org/sites/default/files/2016-02-iaea_webinar_cataract.pdf. Acesso em: 09/08/2018.
- (67) Bjelac, OC, et al. Eye lens dosimetry in interventional cardiology: results of staff dose measurements and link to patient dose levels. *Radiation Protection Dosimetry*, v.154, n.1, p. 276-284, 2013.
- (68) Vaño, E, et al. Radiation-associated Lens Opacities in Catheterization Personnel: Results of a Survey and Direct Assessments. *J Vasc Interv Radiol*; v. 24, p. 197–204, 2013.
- (69) Jacob, S, et al. Eye lens radiation exposure to interventional cardiologists: a retrospective assessment of cumulative doses. *Radiation Protection Dosimetry*. v.153, n. 3, p. 282–293, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1093/rpd/ncs116>.
- (70) Elmaraezy, A; et al. Risk of Cataract among Interventional Cardiologists and Catheterization Lab Staff: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Catheterization and Cardiovasc Intervent*, v.90, n.1, p.1-9, 2017.
- (71) Barbosa, HP, Medeiros, RB, Corpa, AMR, et al. Prevalence of Lens Opacity in Interventional Cardiologists and Professional Working in the Hemodynamics in Brazil. *Arq Bras Cardiol*. v.112, n.4, p.392-399, 2019.